
Variable Torsionssteifigkeit in Unterschenkelprothesen zur aktiven Unterstützung in dynamischen Gangsituationen

Am Fachbereich Maschinenbau
an der Technischen Universität Darmstadt
zur
Erlangung des Grades eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte

Dissertation

vorgelegt von

Dipl.-Ing. Jochen Schuy, M.Sc.

aus Hanau

Berichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. Stephan Rinderknecht
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. phil. André Seyfarth
Tag der Einreichung:	28.06.2016
Tag der mündlichen Prüfung:	21.09.2016

Darmstadt 2016

D17



Vorwort

Die folgende Arbeit wurde während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter, gefördert durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft, am Institut für Mechatronische Systeme im Maschinenbau an der Technischen Universität von 2012 bis 2016 erstellt.

Meinen Dank möchte ich an alle richten, die mich direkt oder indirekt bei der Durchführung der Arbeit unterstützt haben.

Ermöglicht und betreut wurde meine Arbeit von Herrn Prof.Dr.-Ing. Stephan Rinderknecht, dem ich für das in mich entgegengebrachte Vertrauen und seine Unterstützung herzlich danke. Durch die Diskussionen und Gespräche sowie seinem guten Führungsstil konnte ich in vielerlei Hinsicht lernen und werde es auf meinem weiteren Weg nutzen.

Ein großes Dankeschön für das Interesse an meiner Arbeit und die Übernahme des Koreferats geht an Prof.Dr.phil. André Seyfahrt, Leiter der Sportbiomechanik des Instituts für Sportwissenschaften. Die regelmäßigen Treffen, Ratschläge und der Erfahrungsaustausch brachten mir immer wieder neue Ideen und Möglichkeiten für das Projekt.

Für die Unterstützung und Zusammenarbeit danke ich Dr.-Ing. Philipp Beckerle. Durch die inhaltlichen Anknüpfungspunkte konnten ich wesentliche neue Ideen und Methoden in diese Arbeit einbringen.

Allen Kollegen und Kolleginnen am Fachgebiet danke ich sehr für die gute Atmosphäre, fachlicher und nicht-fachlicher Austausch sowie den angeregten Diskussionen und das Gegenlesen der Teilabschnitte dieser Arbeit. Nicht vergessen möchte ich Ursula Willner für die wertvolle administrative Unterstützung, Dr.rer.nat. Martin Grimmer für Diskussionen und Ganglabormessungen, Alexander Burkl und alle weiteren betreuten Studenten, welche engagiert einen Beitrag zu dieser Arbeit geleistet haben.

Während meiner Zusammenarbeit mit Chas A Blatchford and Sons Ltd., UK und Endolite Deutschland, konnte ich praktische Erfahrungen sammeln und erhielt wertvolle Unterstützung bei den Probandenstudien. Vielen Dank an alle Probanden und das Prothetikteam von Blatchford/ Endolite: Prof. Saeed Zahedi, Graham Harris, Alan McDougal, Joe McCarthy, Jawaad Bahti, Dr. David Moser, Nadine Stech und Adam Baier. Für die Bereitstellung von Prothesenprodukte zur Vermessung danke ich Martin Brehm von dem Sanitätshaus Klein, Dieburg.

Ganz herzlich bedanke ich mich bei meinen Eltern, meiner Familie und Freunden für die stetige Unterstützung. Besonderer Dank geht an meine Frau Martina, denn nur durch Ihren Rückhalt war es mir möglich meinen eingeschlagenen Weg mit Freude sowie der notwendigen Zeit zu gehen und diese Arbeit erfolgreich abzuschließen.

Ich freue mich, mit dieser Arbeit einen weiteren Schritt in der situationsgerechten adäquaten Unterstützung der Beinprothesennutzer gegangen zu sein und hoffe auf weitere Entwicklungen zur gezielten Unterstützung und Rehabilitation von Menschen mit Einschränkungen.



Kurzfassung

Menschen mit Amputationen benötigen adäquate Hilfsmittel zur Wiederherstellung ihrer Mobilität und folglich der Teilnahme am aktiven Leben. Bei Beinamputierten ist der Schaft, als Schnittstelle von Prothese zu Beinstumpf, für den Gangkomfort maßgeblich verantwortlich. Gangrichtungswechsel führen dort durch die hohe Gangdynamik zu besonders kritischen Belastungen am Beinstumpf. In der Vergangenheit konzentrierten sich die Entwicklungen in der Beinprothetik wesentlich auf die Unterstützung der Nutzer bei geradem Gehen und Überwinden von Höhendifferenzen. Folglich stehen aktuell semi-aktive sowie aktive Produkte dafür zur Verfügung. Für Richtungswechselsituationen existieren rein passive Rotationsadapter, welche über eine fest definierte Torsionssteifigkeit die auftretenden Scherkräfte reduzieren.

In dieser Arbeit wird der Einfluss auf die Belastungen in der Beinprothese untersucht, welche ungemindert an den Stumpf weitergeleitet werden. Dazu werden zwei Parameter variiert: transversale Torsionssteifigkeiten und Fußwinkelstellung (internal/external)

Für dieses Teilziel wird ein Messsystem entwickelt und realisiert, welches in Beinprothesen implementiert werden kann. Es erfasst die dort auftretenden Belastungen sowie die Bewegungen der Prothese in den sechs Freiheitsgraden. Unter Verwendung des Messsystems wird eine Probandenstudie mit zwei Unterschenkelamputierten durchgeführt. Die Analyse erfolgt unter Kopplung der subjektiven Probandenrückmeldungen und der objektiven Messwerte. Analyseergebnisse stellen direkte Korrelationen von Messwertverläufen zum Komfortempfinden dar. Daraus werden Setup-Matrizen für eine optimierte Einstellung von Torsionssteifigkeit und Fußwinkel in Abhängigkeit der Bewegungssituation (Gangphase, -geschwindigkeit und -richtung) erstellt. Mit Nutzung dieser Ergebnisse kann ein Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung eine Belastungsreduktion am Stumpf und somit eine Steigerung des Gangkomforts in dynamischen Gangsituationen bewirken.

Für die Entwicklung eines Prototyps für ein solches System wird der Ansatz der Mensch-Maschine-zentrierten Entwicklungsmethode genutzt. Hierbei werden nutzerrelevante und technische Faktoren berücksichtigt, um die Entwicklungsschwerpunkte zu ermitteln und zu priorisieren. Aus der Methode resultierend, erweisen sich die Gangerkennung, Parameterauswahl für das Systemverhalten sowie der Antrieb als besonders relevant. Zur Gangerkennung wird ein sensorminimaler Ansatz vorgestellt. Zwei mittels einer Inertial-Messsensorik erfasste Unterschenkelwinkelgeschwindigkeiten dienen dem entwickelten Algorithmus zur Erkennung der Informationen von Gangphase und -geschwindigkeit sowie der Differenzierung der Gangrichtung. Zur Validierungen der Gangphasen- und Ganggeschwindigkeitserkennung werden Ganganalysen mit zwölf Nichtamputierten auf einem Laufband in einem Ganglabor durchgeführt. Die Differenzierung der Gangrichtung wird mittels einer Messorthese in freier Umgebung durch zwei Parcours erfolgreich validiert.

Nach Erhebung und Definition der Systemanforderungen und -verhalten erfolgt die Ausarbeitung eines prototypischen Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung. Als Antriebskonzepte werden dem Direktantrieb seriell-elastische sowie parallel-elastische Antriebe auf Basis eines realitätsnahen Testzykluses gegenübergestellt. Der parallel-elastische Antrieb zeigt eine bessere Eignung in Bezug auf Maximalleistung und Energieverbrauch und wird in Form eines Gleichstrommotors, mit Torsionsfedern kombiniert, in einem Prototyp realisiert. Die Hard-

ware des Prototyps und dessen Software zur Parameterauswahl und Sollgrößenadaption wird realisiert und gesamtheitlich auf einem Prüfstand validiert. Abschließend erfolgen Funktionstests mit fünf amputierten Probanden. Die Probanden berichten von einer guten Funktionalität des in dieser Arbeit entwickelten Systems und über eine spürbare Belastungsreduktion und Mobilitätssteigerung in dynamischen Gangsituationen.

Abstract

People with lower limb amputations need adequate medical aid to restore mobility and increase participation in active life. For gait comfort the socket is responsible as the interface between prosthesis and stump of the amputated leg. Based on dynamics by changing the walking direction high stress can emerge on the stump. In the past, developments of lower limb prostheses focused on straight walking and overcoming differences of ground levels. Thus, semi-active and active products are available to support the user in these gait situations. In contrast, for situation of changing gait direction just passive rotational adapter with fixed torsional stiffness are available to reduce the arising shear forces.

In this work, the influence of stress in the prosthetic structure (equal to stump stress) is examined in dynamic gait situations by varying torsional stiffness as well as foot alignment in various gait speeds. Therefore, a measurement system is developed and realized. It measures load in the prosthetic structure as well as motion of the prosthesis in six degrees of freedom. A pilot study with two transtibial amputees is performed by using the mentioned measurement system. The data analysis is done by correlating subject feedback to the measured data. Results state of direct correlation between feeling of comfort and stress behavior. By this setup-matrices for torsional stiffness and foot alignment are generated depending on gait phase, speed and direction. Applying these results to a rotational adapter with variable torsion stiffness and foot alignment should lead to a reduced level of stress on the stump as well as increase comfort in dynamic gait situation. To build up a prototype the man-machine-centered design method is used to consider human and technical factors and prioritize the focus of the development. Especially, gait recognition, the desired system behavior and drive train aspects show high priority. For gait recognition a sensor-minimal approach is presented. An algorithm uses data of an inertial measurement unit to detect gait phases, speed and classify gait directions. To validate the gait recognition algorithm a study with ten able-bodied subjects is performed on a treadmill in a gait lab as well as two test-courses.

Defining system requirements and system behavior parameter, a proof-of-principle demonstrator for a rotational adapter with variable torsion stiffness and foot alignment is developed and realized. As potential concepts of the demonstrator a direct drive, a serial-elastic and a parallel-elastic drive trains concept are compared by using a designed test-cycle which represents load and motion of a typical day. The parallel-elastic actuator concept shows the best results concerning maximum power and energy consumption. It is realised by a DC-motor and two torsional springs in the demonstrator. The demonstrator hardware and software is holistically validated on a test-bench. Finally, functional tests are done by five lower limb amputees. These subjects report a good functionality of the developed and realized system as well as a perceptible load reduction and increased mobility in dynamic gait situations.



Inhaltsverzeichnis

Vorwort	i
Kurzfassung	i
Symbolverzeichnis	xi
Abbildungsverzeichnis	xxi
Tabellenverzeichnis	xxiv
1 Einführung und Struktur der Arbeit	1
2 Grundlagen und Stand der Technik	5
2.1 Biomechanik	5
2.2 Der menschliche Gang	9
2.2.1 Gangzyklus und Gangphasen	10
2.2.2 Tägliche Schritte und Bewegungsarten	11
2.2.3 Betrachtung des Gangs in der Transversalebene	12
2.3 Beinprothetik und Prothesenkomponenten	16
2.3.1 Prothesenkomponenten	17
2.3.2 LaTransversal- Rotationsadapter mit passiver Torsionssteifigkeit	22
2.3.3 Transversal- Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit	23
2.4 Messsysteme in der Beinprothetik	25
2.4.1 Stationäre konventionelle Messsysteme	26
2.4.2 Mobile direkt-messende Systeme	26
3 Realisierung eines Messsystems zur Belastungs- und Bewegungsmessung in Beinprothesen	31
3.1 Systembeschreibung	31
3.2 Signalerfassung und -verarbeitung	34
3.3 Kalibration und Verifizierung des Messsystems	35
3.4 Prüfung der Handhabbarkeit des Messsystems und Auswahl relevanter Bewegungssituationen	39
4 Untersuchung des Einflusses der transversalen Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels auf die Belastung des Stumpfes sowie Identifikation relevanter Messgrößen zur Gangerkennung	43
4.1 Studiendesign	44
4.2 Einflussgrößen und Bewertungskriterien	48
4.2.1 Kennwerte in der Ganganalyse	48

4.2.2	Einflussfaktoren auf den Gang von Amputierten	49
4.2.3	Bewertungskriterien	50
4.3	Datenaufbereitung	50
4.4	Datenanalyse und Diskussion	52
4.5	Ergebnisse	60
5	Identifizierung der Entwicklungsschwerpunkte für einen Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung	63
6	Entwicklung und Validierung eines Algorithmus zur Gangerkennung	69
6.1	Gangphasen und -geschwindigkeit	70
6.2	Gangrichtung	77
7	Entwicklung und Realisierung eines Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung	87
7.1	Systemanforderungen und Zielsteifigkeiten	88
7.2	Konzeptentwicklung	89
7.2.1	Konzepte zur Steifigkeitsvariation	90
7.2.2	Testzyklus	92
7.2.3	Auslegung und Vergleich von Antriebskonzepten	94
7.3	Realisierung eines prototypischen Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit	100
7.4	Vermessung der mechanischen Eigenschaften des Prototyps am Torsionsprüfstand	103
7.5	Variation des Systemverhaltens - Struktur und Validierung am Prüfstand	105
7.5.1	Modell zur Abbildung von Nichtlinearitäten im System	107
7.5.2	Validierung Standphasenregelung	110
7.6	Ergebnisse	112
8	Funktionstests des prototypischen Systems durch amputierte Menschen	113
9	Zusammenfassung und Ausblick	115
	Literaturverzeichnis	117
A	Anhang - Kapitel 2	141
A.1	Mobilitätsgrade	141
A.2	Übersicht verfügbarer Rotationsadapter am Markt	143
B	Anhang - Kapitel 3	147
B.1	Gegenüberstellung direkt-messender Systeme zur Kinetikerfassung	148
B.2	Benutzeroberfläche der erstellten Messsystemsoftware	149
C	Anhang - Kapitel 4	151
C.1	Einschlusskriterien für die Probanden der Studie	151
C.2	Probandendaten der Studie	152
C.3	Versuchsablaufplan der Probandenstudie	153

C.4	Übersicht der in der Probandenstudie durchgeführten Varianten	155
C.5	Charakteristische Kennwerte der Ganganalyse für gerades Gehen	156
C.6	Beispiel einer Messdatenübersicht für eine Schrittfolge bei 90°-Rechtsdrehung . .	157
C.7	Korrelation der Messdaten zu den Probandenrückmeldungen	158
C.8	Übersicht der durchgeführten Variantenanalyse	160
C.9	Analyse und Auswertung der Varianten bezüglich des Einflusses der Torsionssteifigkeit	162
C.10	Individuelle Setup-Matrizen der Probanden	175
D	Anhang - Kapitel 6	177
D.1	Grenzwerte in der Fuzzy-Logik zur Validierung der Gangrichtungserkennung . .	177
D.2	Gegenüberstellung der Schrittfrequenz und -länge zu der Ganggeschwindigkeit .	178
E	Anhang - Kapitel 7	179
E.1	Anforderungsliste des Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkel	180
E.2	Steifigkeitsverhalten von passiven Rotationsadaptern	181
E.3	Übersicht der Eigenschaften von Rotationsadaptern mit variabler Steifigkeit . .	183
E.4	Vergleich der erforderlichen Drehmomente der untersuchten Antriebskonzepte .	184
E.5	Gegenüberstellung des mechanischen Verhaltens des Prototyps zu dem passiven Rotationsadapter Otto Bock 4R40	185
E.6	Gegenüberstellung der berechneten Systemverhalten zu dem gemessenen Drehmoment	186
E.7	Systemverhalten des prototypischen Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit in einzelnen Bewegungssituationen	187



Symbolverzeichnis

Abkürzungen

AHRS	inertiale Messeinheit zur Erfassung von Beschleunigung, Drehraten und Winkel (Attitude Heading Reference System)
AKT	Antriebskonzept (technischer Faktor)
AR	Antriebsregelung (technischer Faktor)
AvTS	Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung
BD	Betriebsdauer (technischer Faktor)
BG	Bauteilgewicht (technischer Faktor)
bi TTA	beidseitig transtibial Amputierter
BSI	Körperschemaintegration (Human Factor)
BSM	globale Basis-Setup-Matrix
BV	Bauvolumen (technischer Faktor)
ccw	im Uhrzeigersinn (counter clockwise)
cw	im Uhrzeigersinn (clockwise)
DD	Direktantrieb (Direct Drive)
DMS	Dehnungsmessstreifen
EW	Amplitudenextremwert
FoS	Sicherheitsempfinden (Human Factor)
FUN	Funktionsumfang (technischer Faktor)
GC	Gangzyklus
GG	Ganggeschwindigkeit
GP	Gangphase
GUP	Gangerkennung und Parameterwahl (technischer Faktor)
HDMI	Schnittstelle zur Informationsübertragung (High Definition Multimedia Interface)
HoQ	Festgelegte Anordnung von Matrixfeldern zur Durchführung einer Qualitätsmethode zur Berücksichtigung von technischen und nicht-technischen Anforderungen (House of Quality)
HS	Fersenauftritt (Heel Strike)
IMU	Messeinheit zur Erfassung von Beschleunigung und Drehraten (Inertial Measurement Unit)

KSP	Körperschwerpunkt
MEC	Mechanik und Kinematik (technischer Faktor)
MOB	Mobilität (Human Factor)
MSA	Amplitudenextremwert in der Schwungphase
NA	Nichtamputierte
OUT	Außenwirkung (Human Factor)
PEA	parallel elastischer Antrieb
QFD	Qualitätsfunktionsdarstellung (Quality Function Deployment)
RA	Rotationsadapter
RMSE	Wurzel des mittleren quadratischen Fehlers (Root Mean Square Error)
SAT	Zufriedenheit (Human Factor)
SD	Standardabweichung (standard deviation)
SEA	seriell elastischer Antrieb
SEN	Sensorik und Datenerfassung (technischer Faktor)
sG	scharfer Grenzwert
SM	Setup Matrix
SOC	Schaft (Human Faktor)
SUP	Unterstützung (Human Factor)
TFA	transfemoral Amputierter
TFW	transversaler Fußwinkel
TO	Zehenablösen (Toe-Off)
TRA	Translations- und Rotationsadapter
TTA	transtibial Amputierter
TTM	transversale Torsionsdrehmomente
TTS	transversale Torsionssteifigkeit
uG	unscharfer Grenzwert
WLAN	drahtloses lokales Datennetzwerk (Wireless Local Area Network)

Formelzeichen

$\Delta\ddot{\varphi}$	Relativwinkelbeschleunigung in $\frac{^\circ}{s^2}$
$\Delta\dot{\varphi}$	Relativwinkelgeschwindigkeit in $\frac{^\circ}{s}$
$\Delta\varphi$	Relativwinkel in $^\circ$
η	Wirkungsgrad
ω	Winkelgeschwindigkeit des Unterschenkels in $\frac{^\circ}{s}$

ψ	Winkel des Unterschenkels in $^{\circ}$
Θ	Massenträgheitsmoment in $kg \cdot m^2$
d_M	Motordämpfung in $Nm \cdot s$
F	Kraft in N
k_{Fopt}	optimale Federsteifigkeit in $\frac{Nm}{\circ}$
k_F	Federsteifigkeit in $\frac{Nm}{\circ}$
k_m	Drehmomentkonstante in $\frac{Nm}{A}$
k_n	Drehzahlkonstante in $\frac{1}{min \cdot V}$
M	Drehmoment in Nm
a	translatorische Beschleunigung in $\frac{m}{s^2}$
E	Energie in J
I	elektrische Strom in A
i	Übersetzung
L	Induktivität in H
PP	Maximalleistung in W
R	Widerstand in Ω
U	elektrische Spannung in V

Indizes

*	geschätzte Information
A	Antrieb
ap	Richtung von anterior nach posterior
el	elektrisch
G	Getriebe
g	gerade
L	Last
l	links
LL	Leerlauf
M	Motor
max	maximal
ml	Richtung von medial nach lateral
opt	optimal
pd	Richtung von proximal nach distal
r	rechts



Abbildungsverzeichnis

1.1	Anzahl von Amputierten in USA (blau) [155, 233] und Amputationen in Deutschland (grün) sowie deren Verlaufsprognosen (gestrichelt)[25, 43, 92]	2
1.2	Prozentuale Verteilung von Amputationen der unteren Gliedmaße nach dem Amputationsniveau, zusammengefasst aus [43, 144]	2
1.3	Struktur der Arbeit	4
2.1	Medizinische Bezeichnungen der Körperebenen und Richtungen (a), modifiziert nach [225] und Definition des Koordinatensystems (b), modifiziert nach [175] . .	6
2.2	Anatomische Freiheitsgrade des menschlichen Beins, erstellt von [16] nach [225] .	7
2.3	Anatomische Bewegungsräume des Knies in Sagittalebene (a), Transversalebene (b und c), modifiziert nach [174]	7
2.4	Physiologische Fußausrichtung in der Transversalebene (a) und Unterstützungsfläche des Körperschwerpunktes (b), modifiziert nach [174]	8
2.5	Anatomische Bewegungsräume des Fußes in der Sagittalebene im Stand (a) und in der Frontalebene (b), modifiziert nach [174]	9
2.6	Unterteilung des Gangzykluses in Phasen und Aufgaben, Inhalt zusammengefasst nach [225, 79, 152], (Bilderstellung: [16])	11
2.7	Verteilung der Winkel von Richtungsänderungen und deren prozentualer Anteil am Tag, nach [182]	12
2.8	Körperschwerpunktverlagerung während des ebenen Gehens über einen Gangzyklus (a) und auf Frontalebene projizierte Veränderung der Körperschwerpunktverlagerung bei Geschwindigkeitsvariation (b), modifiziert nach [161]	13
2.9	Transversale Beckenrotation während des geraden Gehens. Ansichten in Sagittalebene (a) und Transversalebene (b), modifiziert nach [79]	13
2.10	Transversale Rotation von Pelvis, Femur und Tibia während eines Gangzyklus beim geraden ebenen Gehen, modifiziert nach [161] aus [126]	14
2.11	Spurbreite, Schrittlänge und Fußwinkel beim geraden Gehen, modifiziert nach [79]	15
2.12	Beispiele für modularen Prothesenaufbau, modifiziert nach [76]	17
2.13	Beispiele von Kniepassteilen, gegliedert in vier Funktionsklassen	19
2.14	Beispiele von Fußpassteilen, gegliedert in vier Funktionsklassen	20
2.15	Auftretende Belastungen am Stumpf während des geraden Gehens durch das Körpergewicht W zu der entgegenwirkenden Stützkraft S und Bodenreaktionskraft R während des Fersenauftretens (links), der mittleren Standphase (mitte) und der Fußzehenablösung (rechts). Auf den Stumpf einwirkende dargestellte Belastungen sind die Kraft K am proximalen Ende des Schaftes sowie die durch die Gangbewegung resultierenden Kräfte von anterior A und von posterior P , modifiziert nach [161]	21
2.16	Beispiele für Rotationsadapter (RA) und Translations-Rotationsadapter (TRA)	22
2.17	CAD-Schnittansicht des semi-aktiven Konzepts (a) und Fotografie des in die Prothesenstruktur integrierten Systems (b), modifiziert nach [154]	24

2.18	Gesamtsystem des aktiven AvTS mit Prothesenfuß (a) und CAD-Ansicht des Gehäuses als elastisches Element (b), modifiziert nach [146]	24
2.19	In die Beinprothese implementierter Sensor über dem Knie (a) (modifiziert nach [67]), unter dem Knie proximal (b) (modifiziert nach [170]) und unter dem Knie distal (c) (modifiziert nach [139])	27
2.20	Sensoren basierend auf Dehnungsmessstreifen zur Implementierung in die Beinprothese [23, 140, 61, 170]	29
2.21	Beispiele für kommerzielle Sensorik zur Belastungserfassung in der Beinprothetik: JR3 Inc. (a) [97] und iPecs (b) [127]	29
2.22	Beispiele für IMU-Netzwerke zur Bewegungserfassung der Firma Xsense: an einer Beinprothese (a) [204] und in einen Anzug integriert (b) [203]	30
3.1	Realisiertes Messsystem in der Übersicht	32
3.2	Teilkomponenten des Messsystems: Messadapter (a) zur Belastungsmessung und IMU-Adapter (b) zur Bewegungserfassung	32
3.3	Mögliche Anordnungen des Messadapters in der Prothesenstruktur (erstellt von [16])	33
3.4	Schematische Übersicht des Messsystems zur Erfassung von Belastungen und Bewegungen der Beinprothese	34
3.5	Beispielhafte Darstellung für erfasste und gemittelte elektrische Spannungswerte (rot) bei stufenförmiger uni-axialer Belastung (blau) während den Kalibrationsmessungen	37
3.6	Gemessene elektrischen Spannungen als Kopplungen (interpoliert) der Nebenkänäle F_{pd} , F_{ml} , M_{ap} , M_{pd} , M_{ml} bei treppenförmigen uni-axialen Belastungen von F_{ap} (blau)	37
3.7	Berechnete Belastungen als Kopplungen (interpoliert) der Nebenkänäle F_{pd} , F_{ml} , M_{ap} , M_{pd} , M_{ml} bei treppenförmiger uni-axialen Belastungen von F_{ap} (blau) nach erfolgter Kalibrierung und Korrektur mittels invertierter Kopplungsmatrix	38
3.8	Übersicht potentieller und ausgewählter Bewegungssituationen (heller) für die Probandenstudie	40
3.9	Proband #1 mit integriertem Messadapter in der Beinprothese [176]	40
3.10	Prothesenfüße des Vorversuchs: Echelon (a) und EchelonVT (b) der Firma Endolite [45]	41
4.1	Probanden der Studie zum Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels mit integrierter Messtechnik sowie passivem Rotationsadapter (links) und verwendeter Messaufbau (rechts)	45
4.2	Gemessenes Steifigkeitsverhalten des passiven Rotationsadapters Otto Bock 4R40 in den Einstellungen 1, 5 und 11	46
4.3	Variationsparameter der Probandenstudie	47
4.4	Bestandteile und Ablauf der Probandenstudie sowie der Datenanalyse	48
4.5	Einflüsse auf den Gang von Amputierten	49
4.6	Grafische Oberfläche zur Separierung und Klassifizierung von validen Schritten, modifiziert nach [178]	51

4.7	Belastungen während des schnellen geraden Gehens bei neutraler transversaler Fußwinkelstellung mit verschiedenen Einstellungen der transversalen Torsionssteifigkeit (Proband #3)	53
4.8	Belastungen während des Gehens im Kreis in ipsilateraler Richtungen bei selbstgewählter Ganggeschwindigkeit und harter transversaler Torsionssteifigkeit unter Variation des Fußwinkels (Proband #2)	57
4.9	Exemplarischer Vergleich von untersuchten Varianten des Probanden #3 bei geradem Gehen und im Kreis gehen in ipsilateraler (cw) und kontralateraler (ccw) Richtung	60
5.1	Grundlegendes Konzept des Mensch-Maschine-zentrierten Ansatzes [19]	63
5.2	Prinzipieller Aufbau eines House of Quality, aus [19] modifiziert nach [102]	64
6.1	Gangerkennung und Parameterauswahl zur Definition des Soll-Systemverhaltens auf Basis der erfassten Winkelgeschwindigkeiten des Unterschenkels in Sagittalebene (ω_{ml}) und Frontalebene (ω_{ap})	69
6.2	Nichtamputierter Proband mit Messorthese am rechten Bein während des HS (a) und während des TO (b)	70
6.3	Darstellung der charakteristischen Gangphasenereignisse Fersenauftritt (Heel Strike, HS) und Fußzehenablösung (Toe Off, TO) zur Differenzierung der Gangphase, identifiziert durch die vertikale Bodenreaktionskraft F_{pd} der Kraftmessplatte sowie potentielle Erkennungsmerkmale der Unterschenkelwinkelgeschwindigkeit ω_{ml} HS*, HS**, TO* und MSA* zur Schätzung von HS und TO, am Beispiel von zwei Gangzyklen	71
6.4	Ablaufdiagramm des Zustandsautomaten zur Unterscheidung der Gangphasen auf Basis der geschätzten Gangereignisse Fersenauftritt (HS*), Fußzehenablösung (TO*) und Beginn der Vorschwungverzögerung (MSA*)	72
6.5	Messorthese zur Erfassung von Bewegungsdaten mittels einer IMU, Foto: [16] . . .	72
6.6	Definition der Zeiten anhand exemplarischer Werteverläufe zur Validation des Gangerkennungsalgorithmus zwischen dem über die Winkelgeschwindigkeit ω_{ml} geschätzten Fersenkontakt (HS*) und der Fußzehenablösung (TO*) zu dem reale Fersenkontakt (HS) und der Zehenablösung (TO) auf Basis der Kraft F_{pd} . Der Gangphase GP (lila strich-punktierte Kurve) wird in der Standphase ein Wert von 450 und in der Schwungphase ein Wert von 0 zugeordnet.	73
6.7	Interpolierte Analyseergebnisse der Algorithmusdetektion von HS* und TO* zu den realen HS und TO bezogen auf 100 % Gangzyklus für zwölf Probanden und je fünf GG; t_{HS*} und t_{TO*} stellen die Zeiten zwischen den detektierten Ereignissen in den Daten von ω_{ml} zu HS und TO dar, während $t_{GP, HS*}$ und $t_{GP, TO*}$ die Zeit zu der Informationsausgabe durch den Algorithmus angeben	75
6.8	Eine Variation der Ganggeschwindigkeit führt zu Variationen in den Winkelgeschwindigkeiten ω_{ml} (gestrichelt), der Kräfte F_{pd} sowie der Standphasendauer (TO als Punkt markiert), TO* (Sterne) und MSA*s (Kreise)	76
6.9	Verlauf des Betrages von MSA* bei den untersuchten Geschwindigkeiten von zwölf Nichtamputierten	77

6.10	Differenzierung der Gangrichtung anhand der Extremwerte (EW) der Winkelgeschwindigkeit ω_{ap} zwischen dem detektierten TO* und MSA* der Winkelgeschwindigkeit ω_{ml}	78
6.11	Bestimmung der scharfen Grenzwerte (sG) für die Fuzzy-Logik anhand von ω_{ap} -Extremwerten für die Gangrichtungen gerades Gehen (grün) sowie Richtungswechsel nach rechts (rot) und links (orange)	80
6.12	Verwendete Fuzzy-Logik zur Unterscheidung der drei Bewegungsrichtungen anhand von ω_{ap} -Amplitudenextremwerten mit scharfen Grenzwerten (sG) und unscharfen Grenzwerten (uG)	80
6.13	Parcoursverlauf in Form einer Acht zur Validierung der Gangrichtungserkennung	81
6.14	Erfasste Messdaten von ω_{ap} und Darstellung der Algorithmerkennung (strichpunktierte Linie) für einen Durchlauf des Testparcours	82
6.15	Parcours um Hindernisse zur Validierung der Gangrichtungserkennung	83
6.16	Gemittelte Messdaten von ω_{ap} eines Probanden für verschiedene Kreisradien zur Unterscheidung des Winkels der Richtungsänderung [136]	85
7.1	Schematische Darstellung des Gesamtsystems, bestehend aus der Gangerkennung und Parameterauswahl zur Definition der Sollgrößen, einer Sollgrößenadaption zur Abbildung von Nichtlinearitäten und Stellgrößenberechnung sowie einer Regeleinheit zur Stellgrößenumsetzung an der AvTS-Hardware; EPOS2 [2]	87
7.2	Ziel-Systemsteifigkeitsverhalten des AvTS-Prototypen als Kurvenverlauf (links) und Anhaltswerte in einzelnen Auslenkungsabschnitten (rechts)	89
7.3	Ablaufdiagramm der Konzeptentwicklung	90
7.4	Schematische Modelle von potentiellen Antriebskonzepten zur Realisierung im AvTS-System	91
7.5	Schematische Darstellung der Testzyklus-Struktur	93
7.6	Exemplarischer Grundriss einer Wohnung zur Darstellung typischer Bewegungen als Grundlage der im Testzyklus verwendeten Bewegungsprotokolle, modifiziert nach [192]	93
7.7	Visualisierung der Steifigkeitshysterese der einzelnen Bewegungssituationen als Eingangsdaten für die Auslegung der elastischen Antriebskonzepte. Die Messdaten (Beträge) stammen aus Kapitel 4 unter Verwendung eines passiven Rotationsadapters.	94
7.8	Messdaten des Relativwinkels $\Delta\varphi$ (Vorzeichen entsprechend der pd-Achse) zwischen proximalem und distalem Flansch des passiven Rotationsadapters sowie das Torsionsmoment M_{pd} (rot) für die einzelnen gemessenen Bewegungssituationen aus Kapitel 4 als Bestandteile des Testzyklus zur Auslegung der elastischen Antriebskonzepte	95
7.9	Pareto-Diagramm für die Motormaximalleistung (PP) und den Energieverbrauch (E_{el}) pro Testzyklus für variierte Steifigkeiten der mechanischen Feder in den Antriebskonzepten seriell-elastischer Antrieb (SEA) und parallel-elastischer Antrieb (PEA) im Vergleich zum Direktantrieb (DD)	97
7.10	Gegenüberstellung der Antriebskonzepte hinsichtlich Maximalleistung und Energieverbrauch für einen Testzyklus bei den jeweils optimalen Steifigkeiten	98

7.11	Vergleich der erforderlichen elektrischen Antriebsleistung der Konzepte DD (blau), SEA (schwarz) und PEA (grün) für einzelne Bewegungssituationen und den Testzyklus	99
7.12	Funktionsprinzip des PEA-Antriebes zur Veränderung der Systemsteifigkeit ausgehend von der passiven Federsteifigkeit (k_F) zu einer höheren (gestrichelt) und einer niedrigeren (gepunktet) Systemsteifigkeit. Blaue Pfeile visualisieren ein vom Antrieb aufzubringendes Drehmoment zur Generierung der Ziel-Systemsteifigkeit entgegen der externen Bewegungsrichtung und grüne Pfeile in die gleiche Bewegungsrichtung.	100
7.13	CAD-Schnittbild des Prototypen	102
7.14	Gesamtsystem des realisierten Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit (a) und die einzelnen Bestandteile des Prototyps (b)	102
7.15	Prototyp des Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit auf einen Prothesenfuß montiert (a) und Prüfstand des Strukturtests bei Blatchford Ltd. (b), rechtes Foto: G. Harris, Blatchford Ltd.	103
7.16	Prinzipielle AvTS-Implementierung in die Prothesenstruktur (a) und abstrahiertes Prüfstandmodell (zur Seite gekippt) zur Nachbildung der AvTS-Implementierung (b)	103
7.17	In den Prüfstandaufbau integrierten Prototypen für Steifigkeitsmessungen und Validierung	104
7.18	Mechanisches Systemverhalten des AvTS-Prototypen (schwarz) in quasi-statischer Messung (ohne Antrieb) gegenüber den Zielsystemsteifigkeiten (a) und mechanisches Systemverhalten des AvTS-Prototypen mit Antrieb und Feder bei verschiedenen Rotationsgeschwindigkeiten von 10 °/s, 50 °/s und 100 °/s (b)	105
7.19	Struktur der Regelungsprozesse	106
7.20	Vorgehensweise zur Erstellung des Federmodells mittels eines Neuronalen Netzes	107
7.21	Gegenüberstellung des gemessenen Systemverhaltens des Prototypen (nur Federn, ohne Antrieb) (blau) zu dem geschätzten Hystereseverhalten des Verlustmodells (rot) auf Basis des Neuronalen Netzwerks. Links der gestrichelten Linie ist die Standphase, rechts davon die unregelte Schwungphase.	109
7.22	Vorgehensweise zur Erstellung des Feder-Verlustmodells mittels eines Neuronalen Netzes	110
7.23	Gemessenes Drehmomentverhalten des AvTS-Systems (blau) gegenüber dem Soll-Systemverhalten (schwarz) bei Vorgabe einzelner Bewegungssituationen des Testzykluses unter Berücksichtigung der empfohlenen Torsionssteifigkeit nach der Basis-Setup-Matrix (vgl. Abschnitt 4.5). Links der gestrichelten Linie ist die Standphase, rechts davon die unregelte Schwungphase.	111
8.1	Fotografien der drei unterschkenkelamputierten (oben) und zwei Oberschenkelamputierten Probanden (unten) mit eingebautem AvTS zur Durchführung der Funktionstests	113
8.2	Übersicht der Funktionstests	114
B.1	Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - Hauptansicht mit Darstellung des Rauschen im unbelasteten Zustand	149

B.2	Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - Messsysteminformationen mit Erfassung der kinematischen Daten und Gewichte	149
B.3	Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - Probandeninformationen allgemeiner Art	150
B.4	Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - amputationsspezifische Probandeninformationen	150
C.1	Versuchsablaufplan der Probandenstudie	153
C.2	Exemplarische Darstellung der erfassten Rohmessdaten für eine Schrittfolge von drei Schritten (geradem, 90°-Drehschritt rechts, gerade)	157
C.3	Übersicht der durchgeführten Variantenvergleiche, Proband #2	160
C.4	Übersicht der durchgeführten Variantenvergleiche, Proband #3	161
C.5	Übersicht aller Messwerte beim geraden Gehen in verschiedenen Varianten, Proband #3	163
C.6	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des geraden Gehens in selbstgewählter Ganggeschwindigkeit	164
C.7	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des langsamen geraden Gehens, Proband #3	165
C.8	Übersicht aller Messwerte während des im Kreis gehens (Prothese innen) bei verschiedenen Varianten, Proband #3	166
C.9	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des schnellen im Kreis gehens (Prothese innen), Proband #3	167
C.10	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des im Kreis gehens (Prothese innen) mit selbstgewählter Ganggeschwindigkeit, Proband #3	167
C.11	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des langsamen im Kreis gehens (Prothese innen), Proband #3	168
C.12	Übersicht aller Messwerte beim im Kreis gehen (Prothese außen) in verschiedenen Varianten, Proband #3	169
C.13	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des schnellen im Kreis gehens (Prothese außen), Proband #3	170
C.14	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des im Kreis gehens (Prothese außen) mit selbstgewählter GG, Proband #3	170
C.15	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des langsamen im Kreis gehens (Prothese außen), Proband #3	171
C.16	Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während einer 180°-Drehung nach rechts bei verschiedenen Varianten, Proband #3	172
C.17	Vergleich des Einflusses von transversalen Torsionssteifigkeit und Fußwinkel beim im Kreis gehen (Prothese innen) mit 1m Radius, Proband #2	174
D.1	Gegenüberstellung der Schrittfrequenz zu der Ganggeschwindigkeit von zwölf Nichtamputierten zeigt eine starke Streuung der Kennlinien, welche auf den individuellen Gangmustern beruht	178
D.2	Gegenüberstellung der Schrittlänge zu der Ganggeschwindigkeit von zwölf Nichtamputierten zeigt eine starke Streuung der Kennlinien, welche auf den individuellen Gangmustern beruht	178

E.1	Steifigkeitsverhalten von passiven Rotationsadaptern als Referenzwerte [57] . . .	181
E.2	Gemessenes Steifigkeitsverhalten des passiven Rotationsadapters Otto Bock 4R40 in den Einstellungen 1, 5 und 11 (a) und des Translation-Rotationsadapter Otto Bock DeltaTwist [188] (b)	182
E.3	Gemessenes Steifigkeitsverhalten des passiven TRA Endolite TTPro (a) und des RA Medi CleverBone (b)	182
E.4	Steifigkeitskurven eines semi-aktiven Systems (a) [154] und eines aktiven Systems (b) [146]	183
E.5	Vergleich der zu erbringenden Antriebsmomente M_A der untersuchten Antriebskonzepte für einzelne Bewegungssituationen mit dem Lastmoment M_L	184
E.6	Gemessenes Hystereseverhalten des AvTS-Prototyps (ohne Antrieb) und des passiven Rotationsadapters Otto Bock 4R40 in drei Stufen	185
E.7	Gegenüberstellung des gemessenen Hystereseverhaltens des Prototypen (nur Federn, ohne Antrieb) (blau) zu dem geschätzten Hystereseverhalten des Verlustmodells (rot) auf Basis des Neuronalen Netzwerks	186
E.8	Gemessenes Hystereseverhalten des AvTS-Prototyps (blau) zu der empfohlenen Soll-Systemsteifigkeit in einzelnen Situationen des Testzykluses	187



Tabellenverzeichnis

3.1	Übersicht der Messkanaleigenschaften zur Belastungserfassung [178]	39
4.1	Leistungs Indikatoren nach [65]	49
4.2	Bewertung der TTS- Einstellung beim schnellen geraden Gehen	54
4.3	Gegenüberstellung des Einflusses der Ganggeschwindigkeit (GG) auf die Gangs- tabilität und die Stumpfbelastung	54
4.4	Zusammenfassung der Analyseergebnisse bezüglich der Variation von transversa- len Torsionssteifigkeit	55
4.5	Zusammenfassung der Analyseergebnisse bezüglich der Variation der Geschwin- digkeit	56
4.6	Bewertung der transversalen Fußwinkelstellung beim im Kreis gehen in ipsilate- raler Richtung (Prothese zum Kreismittelpunkt hin)	57
4.7	Zusammenfassung der Analyseergebnisse bezüglich der Variation des transversa- len Fußwinkels	58
4.8	Basis-Setup-Matrix zur Auswahl der geeigneten Parametervariante in Abhängig- keit von Bewegungssituation und Ganggeschwindigkeit. Einträge mit * sind freie Annahmen.	62
5.1	Ergebnisse der durchgeführten QFD-Methode	65
5.2	Beschreibung der technischen Faktoren, in Anlehnung an [19]	66
5.3	Beschreibung der nutzergerichteten Faktoren [19]	67
6.1	Quotienten der Zeiten $t_{HS^*}/t_{HS^{**}}$ für zwölf Probanden und fünf Ganggeschwin- digkeiten zeigen die bessere Eignung von HS^* gegenüber HS^{**} zur HS-Schätzung	74
6.2	Berechnungsvorschrift für die Grenzwerte der Fuzzy-Logik zur Differenzierung nach der Bewegungsrichtung	81
6.3	Erkennungsraten der korrekten erkannten Gangrichtung sowie der Fehlerarten von acht Nichtamputierten bei Durchführung des Testparcours in Form einer Acht . .	83
6.4	Detektionsraten der Gangrichtungserkennung von acht Nichtamputierten bei Durchführung eines Hindernisparcours mit individuellen Grenzwerten der Fuzzy- Logik	84
7.1	Übersicht der Konzepte zur Variation der Systemsteifigkeit	91
7.2	Berechnungsvorschriften für die Motorwinkelgeschwindigkeit $\dot{\varphi}_M$ und das Motor- moment M_M der Antriebskonzepte	96
7.3	Übersicht der optimalen Federsteifigkeiten für die maximale elektrische Leistung PP_{el} und elektrische Energie E_{el} der Antriebskonzepte	98
A.1	Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 1	143
A.2	Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 2	144
A.3	Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 3	145

A.4	Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 4	146
B.1	Übersicht der Messsystemeigenschaften zur Kinetikerfassung	148
C.1	Probandendaten	152
C.2	Übersicht der untersuchten Varianten, Proband #2 (1), Proband #3 (2), nicht valide Daten (-)	155
C.3	Typische Parameter der Ganganalyse (20 - 65 Jahre, Nichtamputierte, gerades ebe- nes Gehen) aus [152, 155, 161, 79]	156
C.4	Übersicht der Korrelation von den Messdaten zur den Probandenrückmeldungen von Proband #2	158
C.5	Übersicht der Korrelation von den Messdaten zur den Probandenrückmeldungen von Proband #3	159
C.6	Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeitseinstellung beim gerades Gehen, Proband #3	165
C.7	Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeitseinstellung für im Kreis gehen (Prothese zum Kreismittelpunkt)	168
C.8	Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeitseinstellung für im Kreis gehen, Prothese außen	171
C.9	Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeitseinstellung bei einer 180°-Drehung nach rechts	173
C.10	Individuelle Setup-Matrix für Proband #2	175
C.11	Individuelle Setup-Matrix für Proband #3	176
D.1	Grenzwerte der Fuzzy-Logik zur Differenzierung der Gangrichtung für die acht Probanden der Algorithmusvalidierung (ω_{ap} in °/s)	177
E.1	Auszug aus der Anforderungsliste des adaptiven Rotationsadapters	180
E.2	Übersichtstabelle der Eigenschaften von bestehenden AvTS	183

1 Einführung und Struktur der Arbeit

Zur selbstbestimmten Teilnahme am täglichen Leben benötigen Menschen mit missgebildeten oder amputierten Gliedmaßen eine adäquate Unterstützung, zum Beispiel durch geeignete Ersatzstrukturen. Eine Beinprothese als Rehabilitationshilfsmittel soll, neben den mechanischen und dynamischen Funktionen für einen komfortablen Gang, auch das äußere Erscheinungsbild des menschlichen Beines nachbilden. Dazu erfolgt in der Regel eine Versorgung mit modularen Prothesenkomponenten unter Berücksichtigung der individuellen Gegebenheiten und Bedürfnisse des Amputierten¹.

Die Entwicklung der Beinprothesen beschäftigt die Menschheit seit vielen Jahrhunderten. Durch Krankheiten oder Verletzungen erforderliche Amputationen wurden durch einfache mechanische Strukturen ersetzt. Ziel dabei war es, die grundlegende mechanische Funktion des Beines nachzubilden. Im Laufe der Zeit wurden diese Ersatzgliedmaße zunehmend ausgereifter in Funktion und Erscheinungsbild. Wesentliche Errungenschaften waren hierbei die Nachbildung funktionaler sowie anatomisch ähnlicher Knie- und Fußgelenke. Mit fortschreitender Entwicklung in der Elektrotechnik und Werkstofftechnologie erfolgt seit den letzten beiden Dekaden des zwanzigsten Jahrhunderts ein rasanter Anstieg des technologischen Fortschritts in der Prothetik. Mit der Einführung von mikroprozessorgesteuerten Beinprothesen Mitte der 90er-Jahre fand ein Evolutionssprung in der Beinprothetik statt. Durch die Regelung von Prothesenkomponenten wird der Prothesenträger zielgerichtet in seinem Gang unterstützt. Folglich kann die Mobilität, der Komfort und das Sicherheitsgefühl des Nutzers gesteigert sowie eine erfolgreiche Rehabilitation und Integration in den aktiven Alltag ermöglicht werden.

Statistiken über die Anzahl Amputierter und Gründe von Amputationen werden nur teilweise erstellt und sind somit nur als grober Anhaltspunkt anzusehen. Wie in Abbildung 1.1 dargestellt, leben in den USA zur Zeit über 1.6 Millionen Menschen mit Beinamputation mit prognostiziertem steigenden Trend bis zu 3,6 Millionen beinamputierte Menschen im Jahre 2050 [233]. Schätzungen von Selbsthilfegruppen und dem Bundesverband für Menschen mit Arm- oder Beinamputationen [60] zufolge, leben momentan circa 220.000 Beinamputierte in Deutschland [71]. Daten aus Operationsstatistiken deutscher Krankenhäuser bilanzieren 61.000 erfolgte Amputationen an den unteren Extremitäten im Jahr 2003 [92]. Dies ist eine Steigerung von 38 % gegenüber dem Jahr 2001 mit circa 44.200 Amputationen [43] und belegt somit ebenfalls einen zunehmenden Trend in Deutschland (siehe Abbildung 1.1).

Eine Verteilung der Amputationshöhe wird in Abbildung 1.2 dargestellt und unterscheidet Hüft-, Oberschenkel-, Unterschenkel- sowie Zehen- und Vorderfußamputationen. Die häufigsten Ursachen für Amputationen in Industrieländern ohne militärische Konflikte sind heutzutage mit circa 85- 90 % arteriellen Verschlusskrankheiten (Patientenalter meist über 60 Jahre [39]), 5- 10 % Traumata und bis zu 10 % sonstige Gründe [17, 91]. In Entwicklungsländern hingegen liegen die Ursachen für Amputationen der unteren Extremitäten bei 15- 20 % arteriellen Verschlusskrankheiten, 20- 30 % Traumata und 20 % Infektionen [17].

¹ Alle in dieser Arbeit verwendeten männlichen Bezeichnungen sind der Weiblichen gleichzusetzen.

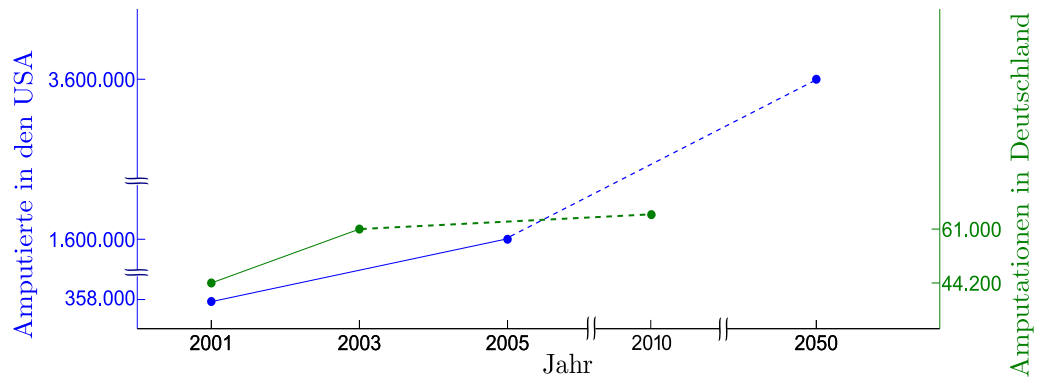


Abbildung 1.1: Anzahl von Amputierten in USA (blau) [155, 233] und Amputationen in Deutschland (grün) sowie deren Verlaufsprognosen (gestrichelt)[25, 43, 92]

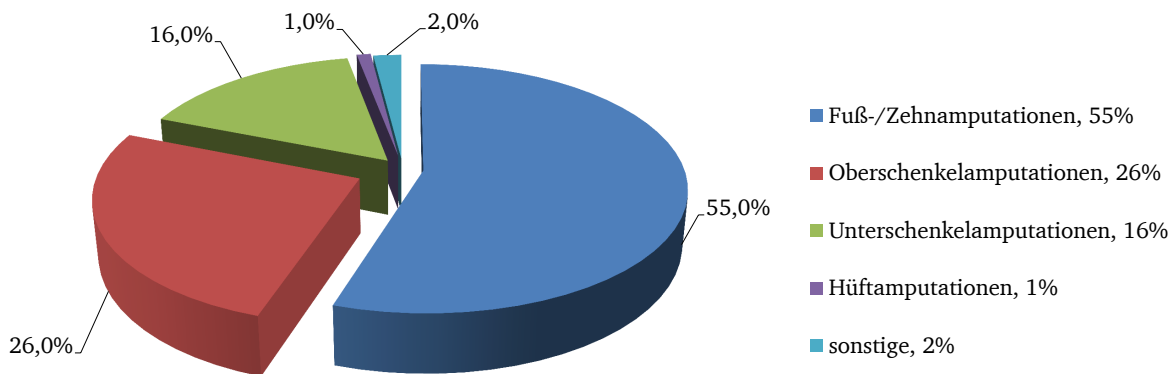


Abbildung 1.2: Prozentuale Verteilung von Amputationen der unteren Gliedmaße nach dem Amputationsniveau, zusammengefasst aus [43, 144]

Eine Umfrage in Großbritannien [58] zeigt, dass 29 % der Prothesenträger ihre Prothese aus Komfortgründen nicht regelmäßig tragen. Als Begründung geben 25 % der Befragten auftretende Schmerzreaktionen am Beinstumpf an.

In der Vergangenheit wurden die Schwerpunkte in der Beinprothesenentwicklung auf gerade Gangsituationen und Überwinden von Höhenunterschieden gelegt [56]. Aufgrund dessen stellen heutzutage dynamische Gangsituationen, hier besonders Richtungswechsel oder Bewegungen mit hoher Dynamik, immer noch eine Herausforderung für Prothesennutzer dar. Durch die torsionsstarre Struktur der Beinprothese werden vor allem bei Richtungswechsel entstehende Kräfte und Drehmomente direkt an den Beinstumpf weiter geleitet und können dort durch die auftretende Belastung massive Weichgewebeirritationen hervorrufen. Folglich wird der Tragekomfort und die Mobilität vermindert, was zu dem oben aufgeführten Nichttragen der Beinprothese führen kann. Richtungswechsel stellen mit circa 40 % aller Bewegungssituationen [75] im täglichen Leben einen großen Anteil der Fortbewegung dar. Aufgrund der hohen Belastung in diesen Bewegungssituation ist es notwendig, Prothesenkomponenten bereit zu stellen, welche diese Belastungen angemessen reduzieren. Zur Zeit verfügbare Produkte zur Reduktion dieser Torsionsbelastung

sind passive Lösungen mit einer mechanischen Steifigkeit, wie zum Beispiel einer Stahlfeder oder einem Kunststoff. Diese werden einmalig justiert und anschließend in die Prothesenstruktur integriert. Diese passive Komponente erlaubt keine Anpassung auf die individuellen Gegebenheiten, wie zum Beispiel aktuelle Gangsituationen oder -geschwindigkeiten. Aufgrund der bestehenden Problematik hoher Stumpfbelastung bei dynamischen Bewegungen und einer unzureichenden Adaptionsmöglichkeit verfügbarer Produkte ist ein Handlungsbedarf zur Belastungsreduktion gegeben.

Ein Ziel dieser Arbeit ist daher ein Erkenntnisgewinn über die erforderlichen Torsionssteifigkeit in Gangsituationen mit Richtungswechsel um eine Reduktion der Stumpfbelastung und Steigerung des Gangkomforts zu erreichen. Aus diesen Erkenntnissen erfolgt eine Entwicklung und Realisierung einer Technologie zur situationsgerechten Anpassung der Torsionssteifigkeit sowie des Fußwinkels. Eine solche adaptive Prothesenkomponente kann dem amputierten Nutzer gegenüber einem passiven Rotationsadapter durch die Berücksichtigung der aktuellen Gangsituationen einen signifikanten Mehrwert bieten. [57, 72].

Die Kernthemen dieser Arbeit sind:

- Untersuchung des Einflusses einer variierten Torsionssteifigkeit und eines variierten Fußwinkels in dynamischen Gangsituationen bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten
- Entwicklung und Realisierung eines Systems zur Belastungsreduktion in verschiedenen Gangsituationen und -geschwindigkeiten durch Variation der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels

In dieser Arbeit werden Untersuchungen mit transtibial unilateral amputierten Nutzern mit einer hohen Mobilitätsklasse durchgeführt. Eine Übertragung der Resultate auf andere Amputationsniveaus, wie transfemoral Amputierte oder Nutzer mit einer Osseointegration (in den Knochen implantierte Anbindung der Beinprothese), kann unter Berücksichtigung der veränderten Randbedingungen grundsätzlich gewährleistet werden. Besonders osseointegrativ versorgte Nutzer können durch die angestrebten Funktionen (variable Torsionssteifigkeit und Fußanstellung) der zu entwickelnden Komponente aufgrund der direkten Knochenanbindung stark profitieren.

Abbildung 1.3 zeigt eine schematische Übersicht der Themengebiete und deren Abhängigkeiten, welche im Folgenden dargelegt werden.

Zunächst werden die Grundlagen der Biomechanik und des menschlichen Gangs in Kapitel 2 vorgestellt. Weiterhin wird eine Einführung in die Beinprothetik, Ganganalyse und relevante Messsysteme als Grundbausteine zum Verständnis der folgenden Ausführungen gegeben. Im weiteren Verlauf wird in Kapitel 3 die Realisierung eines für die Untersuchungen notwendigen Messsystems zur Erfassung von Belastungen und Bewegungen erläutert. Mit Hilfe dieses Systems wird eine Probandenstudie zur Belastungsanalyse unter variierten Randbedingungen durchgeführt, welche in Kapitel 4 vorgestellt wird. Hierbei werden in translatorischen Gangsituationen und bei Richtungswechsel die Ganggeschwindigkeit, die transversalen Torsionssteifigkeit und der Fußwinkel variiert. Das Ergebnis dieser Untersuchung stellt eine Matrix zur Auswahl empfohlener Systemeigenschaften einer neuartigen Prothesenkomponente dar. Mittels der Methode zur Mensch-Maschine-zentrierten Entwicklung werden Entwicklungsschwerpunkte identifiziert und priorisiert (Kapitel 5). Die zur Auswahl benötigten Informationen über die Gangsituation des Nutzers werden durch einen Gangerkennungsalgorithmus (Kapitel 6) bereitgestellt.

Zur Umsetzung der empfohlenen Systemeigenschaften findet eine Entwicklung und Realisierung einer neuartigen Prothesenkomponente in Kapitel 7 statt, welche die Systemsteifigkeit in

Abhängigkeit der Gangsituation und -geschwindigkeit variieren und folglich die resultierenden Scherbelastungen am Stumpf reduzieren kann. Die Validierung der realisierten prototypischen Prothesenkomponente erfolgt auf einem eigens entwickelten Prüfstand.

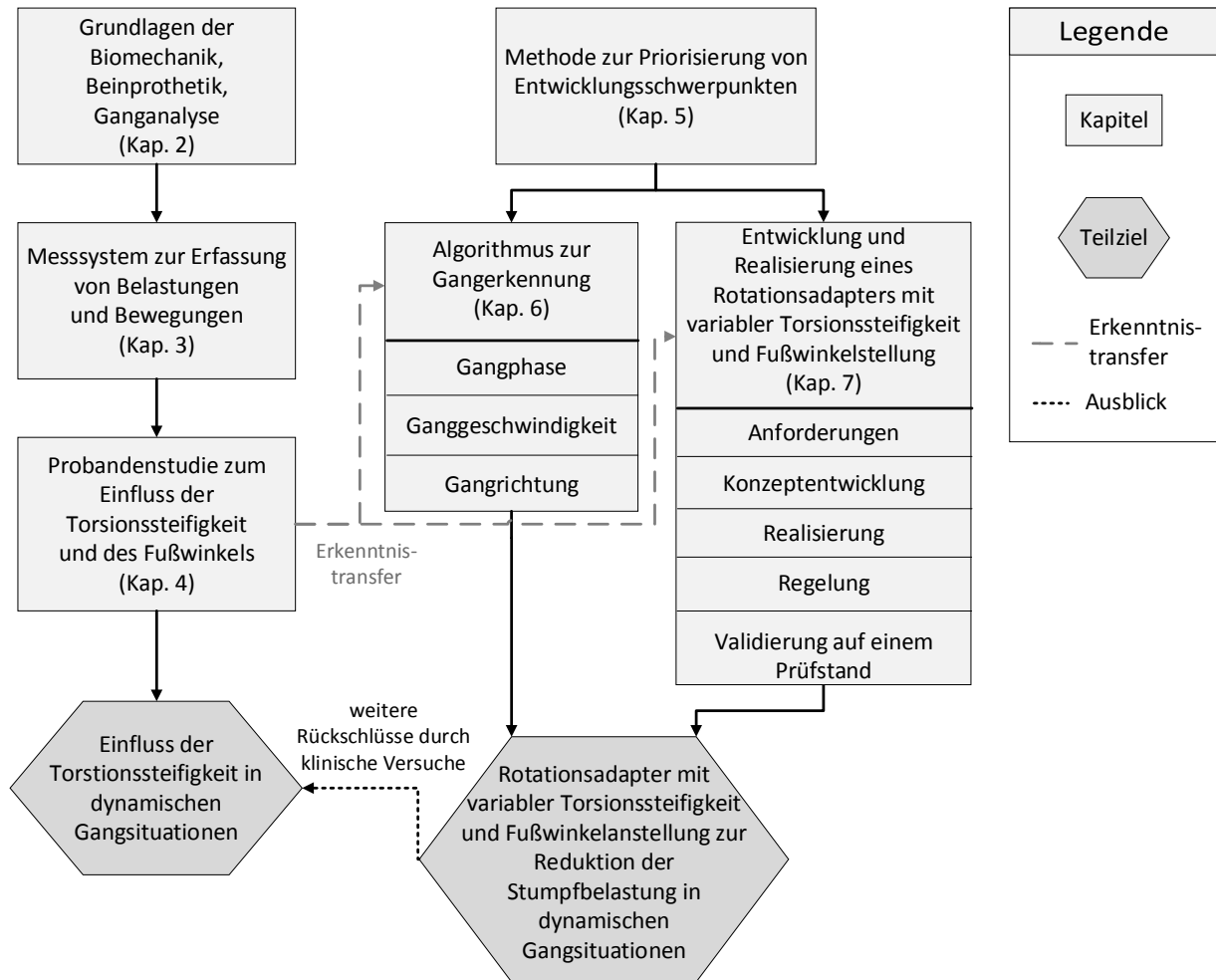


Abbildung 1.3: Struktur der Arbeit

2 Grundlagen und Stand der Technik

In diesem Kapitel werden anatomische Begriffe sowie das verwendete Koordinatensystem erläutert. Des Weiteren werden die grundlegenden Funktionen der Gelenke im gesunden Bein dargestellt, welche bei Amputierten je nach Amputationshöhe entfallen und somit eine Einschränkung der motorischen Fähigkeiten verursachen.

Es folgt eine Beschreibung des menschlichen Gangs mit Fokus auf transversale Torsionsmomente als Untersuchungsgegenstand in dieser Arbeit. Ein Exkurs in die Beinprothetik zeigt die besonderen Anforderungen und Rahmenbedingungen. Darin beinhaltet ist eine Vorstellung von Prothesenkomponenten, unterteilt in Unterstützungsklassen, sowie einem Stand der Technik bezüglich transversalen Rotationsadaptern als Ausgangsbasis für die Entwicklung eines adaptiven Systems.

2.1 Biomechanik

Um eindeutige Lagen und Ausrichtungen am Körper zu definieren, wird dieser in virtuelle Ebenen unterteilt (siehe Abbildung 2.1a). Die Medianebene teilt den Körper über Nase und Bauchnabel mittig in zwei Hälften. Parallele Ebenen zu der Medianebene werden Sagittalebene (auch Vertikalebene) genannt. Orthogonal zu der Sagittalebene steht die Frontalebene (auch Koronalebene genannt). Die Transversalebene (auch Axial-, Horizontalebene genannt) steht wiederum orthogonal auf der Frontalebene und teilt den Körper in oben und unten.

Richtungen am Bein werden in dieser Arbeit in Anlehnung an die Bezeichnungsempfehlung der „International Society of Biomechanics“ [181, 229] definiert und sind in Abbildung 2.1b dargestellt. Die ap-Achse bezeichnet die Achse von posterior (hinten) nach anterior (vorne) und korrespondiert somit mit der Gangrichtung beim geraden Gehen. Die pd-Achse verläuft von distal nach proximal (vom Sprunggelenk zum Hüftgelenk). Die ml-Achse führt von lateral (außen) nach medial (innen).

Die vorhandenen Freiheitsgrade in einem gesunden menschlichen Bein sind in Abbildung 2.2 abgebildet. Im Folgenden werden die Gelenke und deren anatomische Bewegungsbereiche grundsätzlich vorgestellt. Bänder- und Muskelstrukturen werden aufgrund der Komplexität und Relevanz für diese Arbeit nicht im Detail erklärt. Grundsätzlich anzumerken ist hierbei, dass die Muskeln nach dem Agonist-Antagonist-Prinzip (Gegenspieler-Prinzip) an Gelenken angeordnet sind, um diese zu bewegen. Grund hierfür ist unter anderem, dass eine Muskelaktivierung lediglich eine Kontraktion zur Folge hat. Eine resultierende Gelenksteifigkeit, im mechanischen Sinne, erfolgt über die Aktivierung beider entgegen gerichteter gelenkangreifender Muskeln.

Das Knie bildet die Verbindung zwischen dem Oberschenkelknochen (Femur) und dem Schienbeinknochen (Tibia). Es besteht anatomisch gesehen aus zwei Gelenken, dem Kniescheibengelenk (Femur und Patella) und dem Kniekehlgelenk (Femur und Tibia), welche über Bandstrukturen (Kniescheibenband sowie Kreuz- und Kollateralbänder) gehalten werden. Anatomisch gesehen zählt das Gelenk zwischen Tibia und dem Wadenbeinknochen (Fibula) auch zum Kniegelenk, jedoch ist es funktional nicht mit einbezogen. Tibia und Fibula bilden ein proximal eigenständiges Gelenk. Distal stellen sie einen Teil des oberen Sprunggelenks dar.

Auf den komplexen anatomischen Aufbau und die biomechanische Funktionsweise des Knies wird in dieser Arbeit nicht näher eingegangen. Es werden dennoch die anatomischen Bewegungsmöglichkeiten vorgestellt, da diese Relevanz für die nachfolgenden Betrachtungen und Analysen (Kapitel 4) besitzen. Alle Gelenkwinkelangaben beruhen auf der Neutral-Null-Methode.

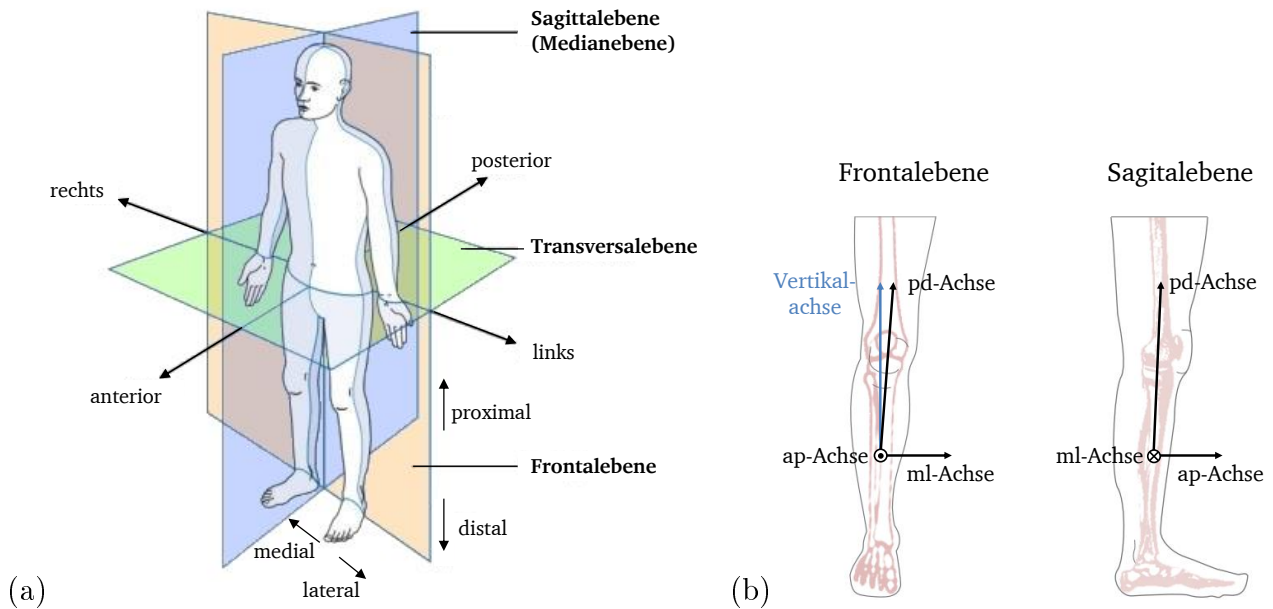


Abbildung 2.1: Medizinische Bezeichnungen der Körperebenen und Richtungen (a), modifiziert nach [225] und Definition des Koordinatensystems (b), modifiziert nach [175]

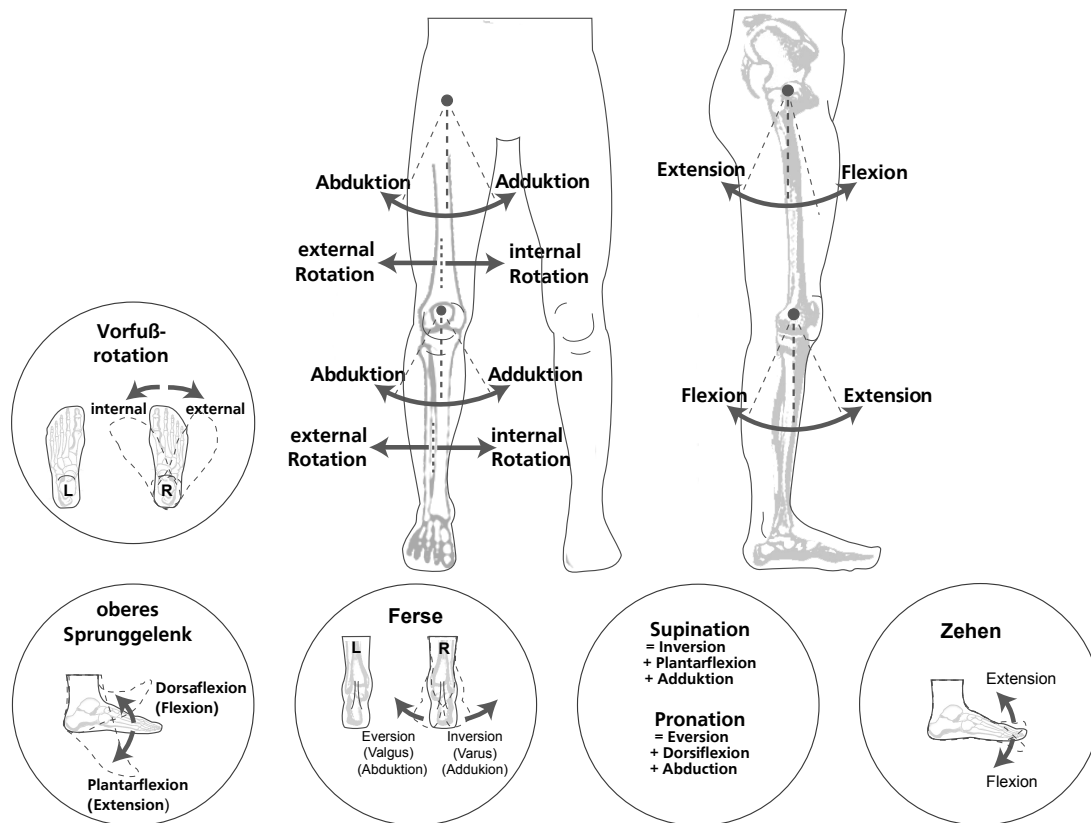


Abbildung 2.2: Anatomische Freiheitsgrade des menschlichen Beins, erstellt von [16] nach [225]

Funktionale Aufgabe des Knies und dessen angreifenden Muskeln ist eine Sicherstellung der Stabilität in allen Gelenkstellungen. Die Kniebeugung (Flexion) im Kniescheibengelenk wird je nach Ganggeschwindigkeit und Bodenuntergrund durch das Unterbewusstsein angepasst und dient in Verbindung mit der resultierenden Gelenksteifigkeit der Stoßminderung und Minimierung der Körperschwerpunktauslenkung [85]. Im Kniegelenk ist eine Bewegung in Sagittalebene von 120° - 150° Flexion und 5° - 10° Extension möglich (vgl. Abbildung 2.3). Ist das Knie in 90° -Flexion, ist auch eine Rotation um die pd-Achse um 30° - 40° external und bis zu 10° internal möglich, welche zuvor durch den Rotationsschluss verhindert ist. [174]

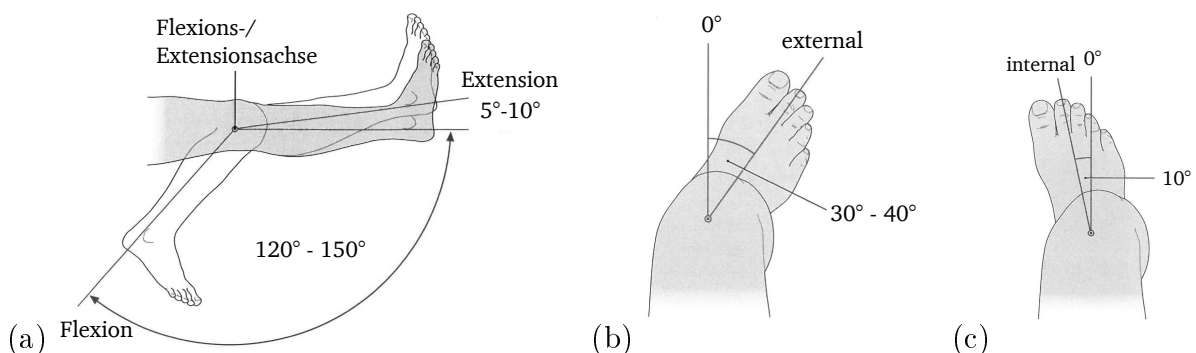


Abbildung 2.3: Anatomische Bewegungsräume des Knies in Sagittalebene (a), Transversalebene (b und c), modifiziert nach [174]

Betrachtet man Tibia und Fibula von proximal (Tibiaplateau) nach distal (Malleolengabel), ist eine physiologische Torsion der projizierten Achsen (Rotation in der Transversalebene) bis zu 23° nach external erkennbar. Abbildung 2.4a verdeutlicht diese statische Fußausrichtung. Laut Untersuchungen mit gesunden Probanden liegt diese externale Rotation beim geraden Gehen durchschnittlich zwischen 16° und 18° [7, 109]. Diese aus der Sagittalebene heraus rotierte Fußspitze erhöht die Unterstützungsfläche beim Gehen und Stehen erheblich und tragen somit zur Stabilität bei. [174]

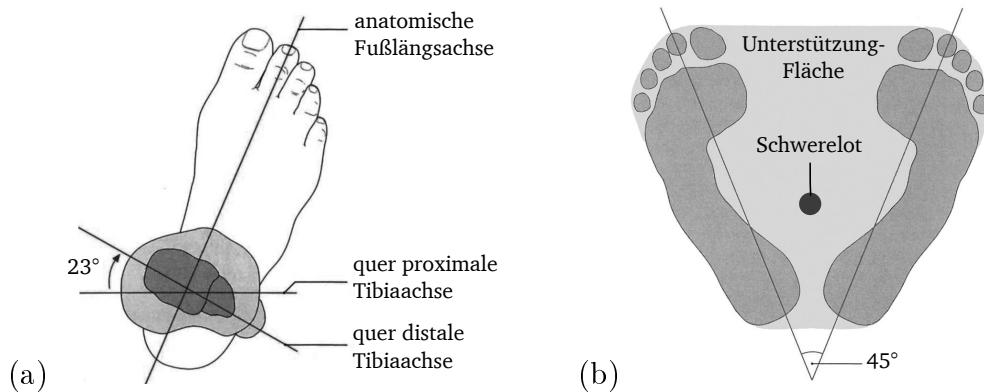


Abbildung 2.4: Physiologische Fußausrichtung in der Transversalebene (a) und Unterstützungsfläche des Körperschwerpunktes (b), modifiziert nach [174]

Diese Fußrotation ist unter anderem Untersuchungsgegenstand in Kapitel 4. Hierbei wird der Zusammenhang der Rotation des Prothesenfußes zu den entstehenden Belastungen in der Beinprothese bei verschiedenen Gangsituationen untersucht.

Die Aufgabe des menschlichen Fußes ist, neben einer Kompensation von Bodenunebenheiten, die kontrollierte Übernahme und Minderung von den durch das Körpergewicht verursachten Lasten und Lastimpulsen beim Bodenkontakt. Er bildet durch seinen strukturellen Aufbau eine entscheidende Funktion für die Stabilität während des Gehens und Stehens. Die am Fuß angreifende Muskulatur ist an der Fortbewegung des Menschen erheblich beteiligt. [151]

Das Fußgelenk besteht aus dem oberen und unteren Sprunggelenk und einer Vielzahl an kleinen gelenkartigen Strukturen. Diese basieren auf den Fußwurzel-, Fußmittel- und Zehenknochen sowie deren Bandstrukturen. Das obere Sprunggelenk setzt sich aus der Tibia, Fibula und dem Talus (ein Fußwurzelknochen) zusammen und ermöglicht einen Bewegungsbereich von bis zu 30° Flexion und 50° Extension im Stand (siehe Abbildung 2.5a). Das untere Sprunggelenk, inklusive der Vorfußverwringung der vielen kleinen Fußgelenke, erlaubt insgesamt eine Eversion von 30° und eine Inversion von 60° (siehe Abbildung 2.5b). [174]

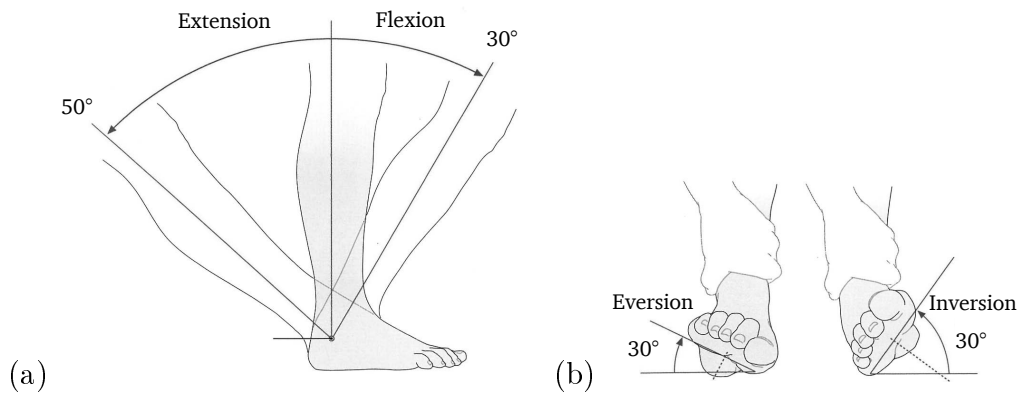


Abbildung 2.5: Anatomische Bewegungsräume des Fußes in der Sagittalebene im Stand (a) und in der Frontalebene (b), modifiziert nach [174]

2.2 Der menschliche Gang

Das Gehen ist ein komplexes Zusammenspiel von rhythmisch alternierenden Bewegungen. Im gesamten Körper werden bis zu 57 Muskeln aktiviert, um eine stabile Fortbewegung zu ermöglichen [205]. Der Unterkörper, auch Lokomotor genannt, wird durch selektiv aktivierte Muskeln bewegt. Diese an die Gangsituation, -geschwindigkeit und -umgebung angepasste Muskelaktivierung überträgt Kräfte über Sehnen an die Gelenke und Beinsegmente [79, 206]. Propriozeption (Wahrnehmung der Körperbewegung) und dessen unterbewusste Verarbeitung im Gehirn ermöglichen es dem Menschen, sich in selbstgewählten Geschwindigkeiten und Richtungen zu bewegen. Das Gehen folgt dabei dem Energie-Minimalprinzip [47, 79]. Es ist für die jeweilige Person unter Ausnutzung der jeweiligen physiologischen und psychologischen Voraussetzungen energieeffizient sowie angepasst an mögliche pathologische Veränderungen des Gangapparates. Ziel des energieeffizienten Gangs ist unter anderem eine minimale vertikale und laterale Auslenkung des Körperschwerpunktes (KSP) und somit eine Minimierung der aufzubringenden Leistung, welche nicht dem Vortrieb des Körpers dient [79, 31, 152]. Als Körperschwerpunkt wird ein Punkt circa in Höhe des fünften Lendenwirbels definiert, welcher auf Basis von anthropometrischen Masseschwerpunkten der Körpersegmente approximiert wird [227].

Der menschliche Gang und sein Erscheinungsbild sind stark individuell geprägt und hängen unter anderem von Alter, Geschlecht, Lebensbedingungen und Gemütszustand ab [79]. Die Bewegungsmuster sind so stark spezifisch ausgeprägt, dass eine automatisierte Personenidentifikation über kamera- basierte Systeme erfolgen kann [110, 141, 207]. Neben dem Bewegungsmuster ist auch die persönliche Komfortgeschwindigkeit jedes Menschen durch die Kinematik der Beinsegmentlängen, Muskelausprägungen und weiteren Einflussfaktoren individuell geprägt. Diese besonderen Gegebenheiten stellen für Entwicklungen von geregelten Beinprothesenkomponenten eine große Herausforderung dar und sind entsprechend zu berücksichtigen.

2.2.1 Gangzyklus und Gangphasen

Das Gehen als alternierende Bewegung kann als Abfolge von Gangzyklen aufgefasst werden. Hierbei stellt ein Gangzyklus (GC) den Zeitraum des ersten Fersen-Bodenkontaktes eines Fußes bis zum erneuten Fersen-Bodenkontakt des gleichen Fußes dar. Abbildung 2.6 zeigt einen vollständigen GC in der Sagittalebene. Die benötigte Zeit pro GC ist von der Schrittfrequenz (Kadenz) und die zurückgelegte Distanz von der Schrittlänge (vgl. Abbildung 2.11) und der Kadenz abhängig. Im Folgenden wird der Gangzyklus grundlegend vorgestellt, um den Ausführungen und Analysen der Probandenstudie (Kapitel 4) folgen zu können. Grundsätzlich wird ein GC in die Gangphase mit Bodenkontakt (Standphase, circa 60 % GC) und ohne Bodenkontakt (Schwungphase, circa 40 % GC) unterschieden.

Die Standphase kann wiederum in Unterphasen unterteilt werden, welche mit spezifischen Anfangs- und Endpunkten gekennzeichnet sind (siehe Abbildung 2.6). Bei dem initialen Bodenkontakt (IC), welcher auch Fersenauftritt (Heel Strike, HS) genannt wird, beginnt die Stoßdämpfungsphase. Diese Unterphase absorbiert über Mechanismen der Gelenkstellungen und Muskelaktivitäten die auftretende Stoßbelastung und hat weiterhin die Aufgabe der Erfüllung von Stabilitätsanforderungen. Mit der Fußzehenablösung des kontralateralen Beines beginnt die mittlere Standphase. In dieser Unterphase wird der KSP in Gangrichtung über den Fußaufstandspunkt geführt. In der terminalen Standphase wird der KSP über den Fußaufstandspunkt hinweg bewegt. Die mittlere und terminale Standphase stellen somit die Hauptphasen der Fortbewegung dar. Da keine Unterstützung des kontralateralen Beines vorhanden ist, spielt hierbei die Stabilität des Gangs eine entscheidende Rolle. Die Schwunghasenvorbereitung beginnt mit dem IC des kontralateralen Beines und ermöglicht folglich durch die Unterstützung dessen das Abrollen des Fußes ohne Stabilitätsverlust.

Die Schwungphase beginnt mit dem vollständigen Ablösen der Fußzehen vom Untergrund (Toe-off, TO) und endet mit dem Fersenauftritt (HS). Eine Unterteilung erfolgt hier in den Schwunghasenvorbeginn mit Vorschwingen des Beines bis unter den KSP, vor den KSP (Mittlere Schwunghase) und bis Schwunghasenvorende.

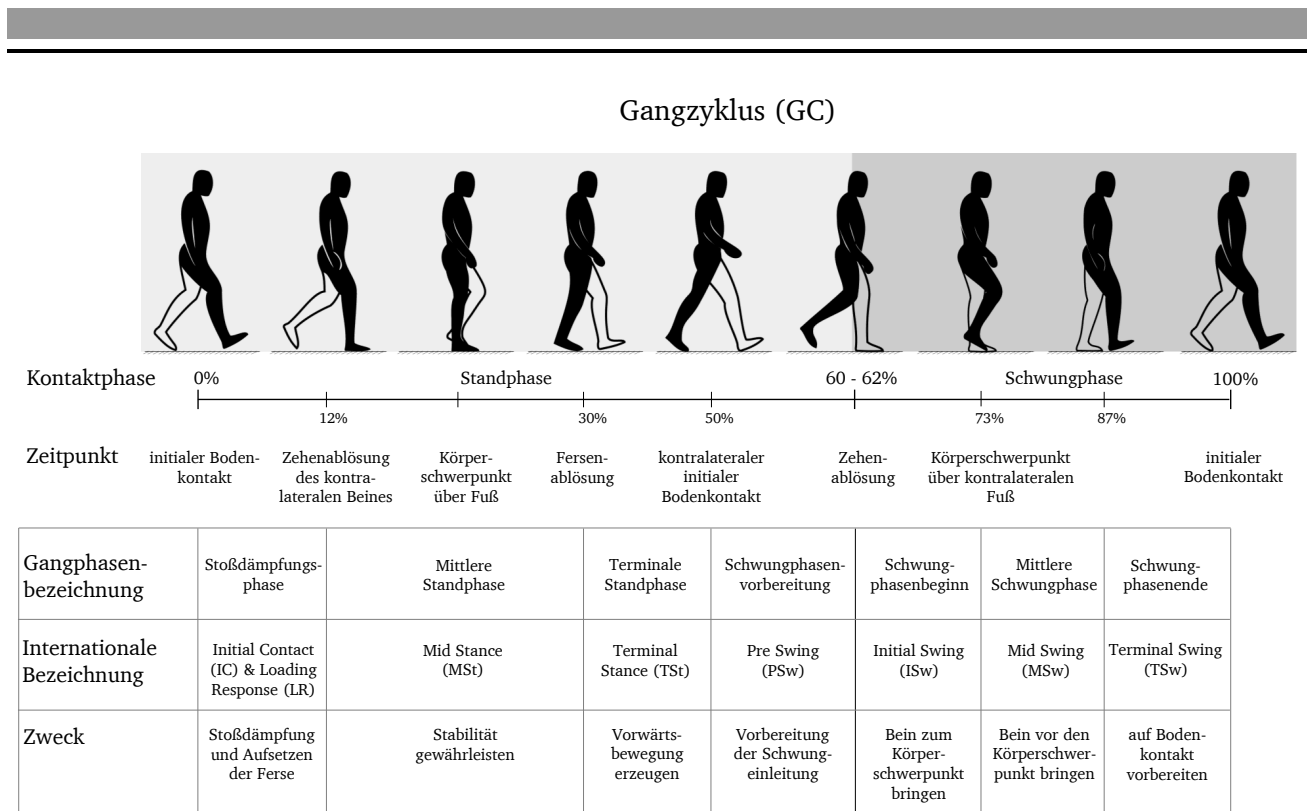


Abbildung 2.6: Unterteilung des Gangzykluses in Phasen und Aufgaben, Inhalt zusammengefasst nach [225, 79, 152], (Bilderstellung: [16])

2.2.2 Tägliche Schritte und Bewegungsarten

Die durchschnittliche Schrittzahl pro Tag von nicht-amputierten Menschen kann auf 12.000 - 16.000 Schritte für 8 bis 10 Jährige, 7.000 - 13.000 Schritte für junge Erwachsene, 6.000 - 8.500 Schritte für ältere Erwachsene und 3.500 - 5.500 Schritte für eingeschränkte oder kranke Menschen geschätzt werden [208]. Amputierte werden hinsichtlich ihrer Aktivität und dem Rehabilitationsziel in Mobilitätsgrade eingestuft (vgl. Abschnitt A.1). Je nach Mobilitätsgrad und Amputationsniveau können zwischen 2.300 - 5.000 Schritte für Oberschenkelamputierte und 6.000 - 7.000 Schritte für Unterschenkelamputierte angenommen werden. [68, 87, 193]

Die Anteile der Gangsituationen der täglichen Bewegungen von Amputierten wurden in diversen Studien [95, 113, 145, 182, 187] ermittelt und in Klassen zusammengefasst [182]. Daraus geht hervor, dass gerades Gehen circa 60 % und Drehbewegungen circa 40 % der täglichen Gangbewegungen betragen [75]. Drehbewegungen können nach Hase und Stein [89] in zwei Arten eingeteilt werden. Die Klasse der Spin-Turns, bei denen die Drehung auf dem Stützfuß erfolgt und die Drehrichtung mit dem Stützfuß übereinstimmt. Stimmen Drehrichtung und Stützfuß nicht überein, wird dies als Step-Turn klassifiziert und geht mit einer Richtungsänderung durch mehrere Schritte einher. Untersuchungen nach einer Präferenz hinsichtlich der Drehstrategie zeigen eine Bevorzugung von Step-Turns gegenüber Spin-Turns [89, 107]. Weiterführende Informationen zu Untersuchungen der Drehbewegungen sind in [195, 199, 200, 201] ausgeführt.

Folglich werden 1.400 - 4.000 Drehbewegungen pro Tag von Nichtamputierten und 920 - 2800 Drehbewegungen pro Tag von Amputierten durchgeführt. Diese Richtungswechsel können wiederum anhand der durchgeführten Winkeländerungen unterteilt werden (siehe Abbildung 2.7).

Hierbei betragen die Winkeländerungen in 78 % aller Drehbewegungssituationen weniger als 120° . Die größten Anteile stellen mit circa 50 % Winkeländerungen von $76^\circ - 120^\circ$ und 28,5 % zwischen $30^\circ - 75^\circ$ dar [182].

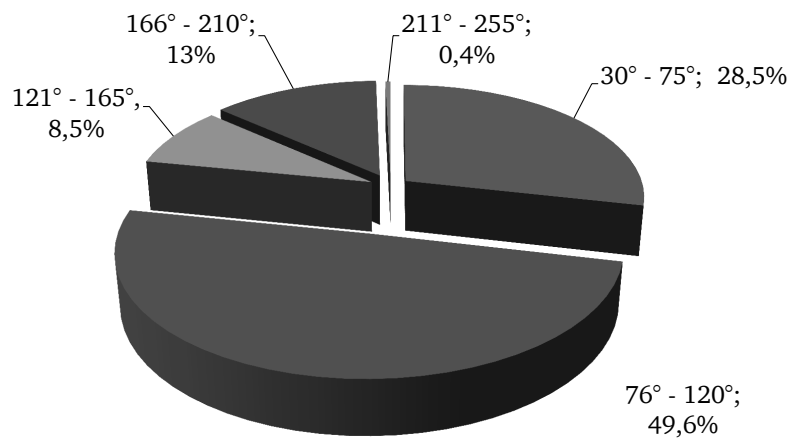


Abbildung 2.7: Verteilung der Winkel von Richtungsänderungen und deren prozentualer Anteil am Tag, nach [182]

2.2.3 Betrachtung des Ganges in der Transversalebene

Bereits in den Jahren 1947 [49] und 1948 [126] wurden über natürliche im Bein entstehende dynamische transversale Rotationen während des Ganges berichtet, welche bei Beinamputierten zu Folgeproblematiken führen können. Im Folgenden werden physiologische Bewegungsabläufe während des Ganges erläutert, um die Entstehung dieser typischen Rotationen, resultierende transversale Torsionsdrehmomente (TTM) und deren Absorption darzulegen. Im Gegensatz zu Nichtamputierten fehlen Amputierten die biomechanischen Strukturen, um diese Drehmomente an den entsprechenden Stellen zu reduzieren.

Während eines Gangzykluses verlagert der Mensch seinen KSP. Durch die wechselnde Lastübernahme der Beine findet eine horizontale Verlagerung statt. Weiterhin wird der KSP durch die Vorwärtsbewegung über das teilweise gestreckte Lastbein vertikal verlagert. Abbildung 2.8a visualisiert den Verlauf des KSP in der Sagittalebene (I), Transversalebene (II), sowie die auf die Frontalebene projizierte summierte KSP-Verlagerung (III). Die Ausprägung des doppel-sinusoidal Verlaufs in der Transversalebene (vertikale KSP- Verschiebung) ändert sich um 2,5 cm bis 4,5 cm mit Variation der Geschwindigkeit (siehe Abbildung 2.8b). Deutlich zu erkennen ist hingegen die bleibende symmetrische Auslenkung in horizontaler Richtung um die Medianebene (Wert null der Abszisse) über alle Geschwindigkeiten hinweg. Die einfach-sinusoidal horizontale KSP-Verschiebung beträgt in Summe circa 4,5 cm. [79]

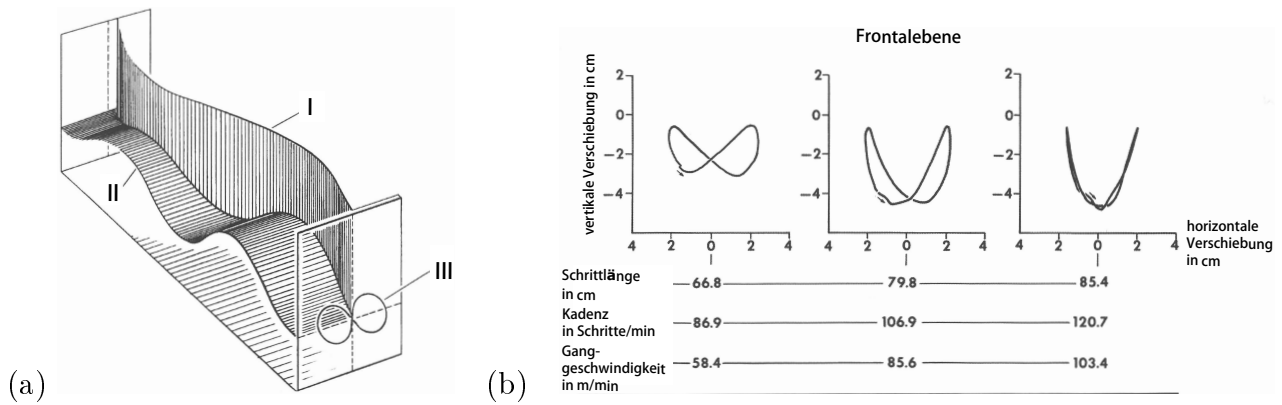


Abbildung 2.8: Körperschwerpunktverlagerung während des ebenen Gehens über einen Gangzyklus (a) und auf Frontalebene projizierte Veränderung der Körperschwerpunktverlagerung bei Geschwindigkeitsvariation (b), modifiziert nach [161]

Betrachtet man den geraden Gang mit Fokus auf die Hüfte, findet dort eine passive dynamische transversale Pelvisrotation von circa $\pm 5^\circ$ aufgrund der Ausrichtung des Schwungbeines statt (siehe Abbildung 2.9) [161]. Dies dient als Maßnahme zum energieeffizienten Gang durch Minimierung der vertikalen KSP-Auslenkung und zur Gangstabilisierung durch Minimierung der lateralen KSP-Auslenkung [79]. Mittels aktiver Vergrößerung dieser transversalen Pelvisrotation kann die Schrittlänge bei Bedarf vergrößert werden und somit Auswirkungen auf die Ganggeschwindigkeit sowie die resultierenden Bodenreaktionskräfte haben. Durch diese Hüftrotation in Verbindung mit der oben erläuterten KSP-Verlagerung entstehen beim natürlichen Gang TTM. Diese werden teilweise über Gegenmomente aus Oberkörper- und Armbewegungen ausgeglichen, jedoch auch partiell in das Standbein eingeleitet und dort absorbiert [161]. Für dynamische Gangsituationen, wie zum Beispiel Gangrichtungswechsel, abrupte Bewegungen oder erhöhte Ganggeschwindigkeit treten entsprechend höhere Rotationen und Drehmomente auf. In Kapitel 4 wird eine Probandenstudie zur Untersuchung dieser Drehmomente in Hinblick auf die verschiedenen Gangsituationen vorgestellt.

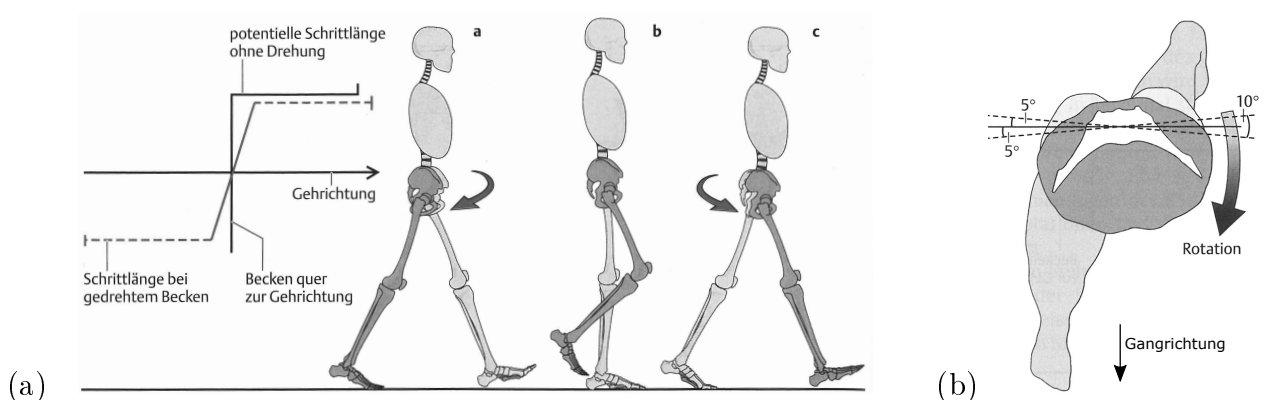


Abbildung 2.9: Transversale Beckenrotation während des geraden Gehens. Ansichten in Sagittalebene (a) und Transversalebene (b), modifiziert nach [79]

Das Bein enthält bewegliche und nachgiebige Strukturen, wie zum Beispiel das Knie und Sprunggelenk oder gelenkigen Verbindungen aus Fußwurzelknochen, Fußmittelknochen und Zehenglieder sowie deren Bandstrukturen. Diese Strukturen erlauben Mechanismen zur Absorption und Verteilung der zuvor erläuterten TTM während der Standphase [160]. Treten erhöhte Rotationen in den gelenkigen Verbindungen auf, welche über das Maß der anatomischen Freiheitsgrade hinaus gehen, kompensiert der Mensch diese mit einer Körpergewichtsverlagerung auf den Vorfuß. Dies verkleinert die Aufstandsfläche auf dem Boden und ermöglicht eine Relativbewegung des Fußes zu dem Untergrund [161] und somit eine TTM-Reduktion.

Beinprothesen, welche einen Ersatz dieser kinematischen Struktur und deren Nachgiebigkeit darstellen, sind in ihrer typischen Ausführung in transversaler Drehrichtung torsionsstarr. Die eingeleiteten Rotationen und Drehmomente werden nicht in elastische Strukturen eingeleitet [161]. Sie resultieren in TTM, welche durch die starre Prothesenstruktur auf die Stumpf-Schaft-Schnittstelle transferiert werden und dort Scherbelastung auf das Weichteilgewebe des Beinstumpfes ausüben [161, 174].

Zur Übersicht der einzelnen Rotationen werden in Abbildung 2.10 die Rotation von Pelvis, Femur und Tibia beim geraden Gehen visualisiert. Zu Beginn des GC werden Pelvis, Femur und Tibia leicht internal rotiert (zu dem gewichtstragenden Bein hin). Ab der mittleren Standphase (circa 17% GC) ändert sich die Rotationsrichtung hin zu external. Diese Richtung wird bis in die Schwungphase beibehalten. In der Schwungphase (circa 67% GC) rotieren die Hüfte und das Bein (Femur und Tibia) zurück in die Ausgangslage.

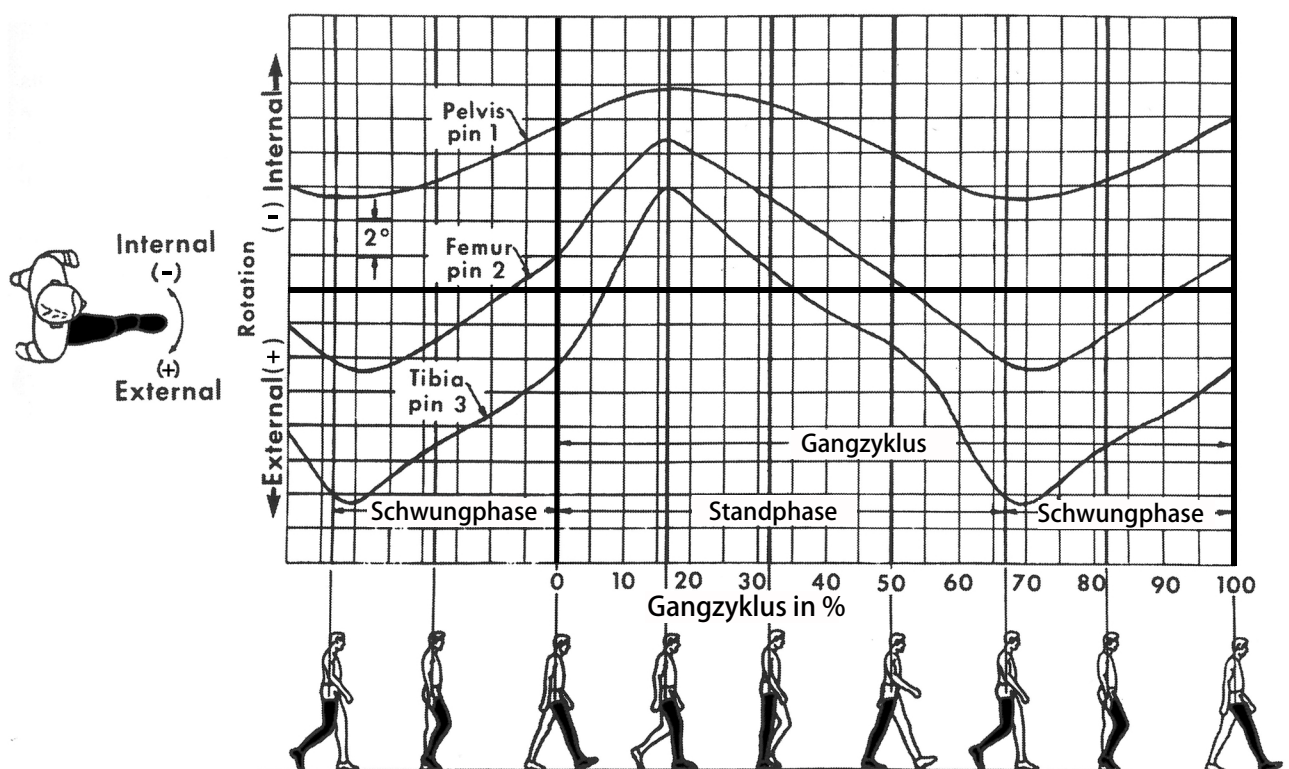


Abbildung 2.10: Transversale Rotation von Pelvis, Femur und Tibia während eines Gangzyklus beim geraden ebenen Gehen, modifiziert nach [161] aus [126]

Während die transversale Pelvisrotation sinusoidal verläuft, sind die Gradienten und Amplituden der Femur- und Tibiarotation gegenüber der Pelvisrotation deutlich höher ausgeprägt (siehe Abbildung 2.8a I und Abbildung 2.10). Diese Winkeldifferenz wird durch das Hüftgelenk (Kugelgelenk) ermöglicht. Abbildung 2.10 zeigt weiter eine deutliche Änderung der Tibiarotation gegenüber der Femurrotation während der Standphase. Diese Winkeldifferenz verringert sich von der initialen (circa 10 % GC) zur terminalen Standphase (circa 17 % GC), welches eine Torsion der Tibia-Struktur bedeutet. Im weiteren Verlauf des GC (terminale bis finale Standphase, circa 17 % bis 55 % GC) wird diese Torsion aufrecht erhalten (konstante Winkeldifferenz). In der initialen Schwungphase (55 % bis 70 % GC) erhöht sich die Winkeldifferenz, welches eine Torsion in entgegengesetzter Auslenkung und somit einen Drehmomentausgleich bedeutet. [161, 174]

Diese beschriebene Relativbewegung und das daraus resultierende Drehmoment (TTM) wird ebenfalls bei der Probandenstudie in Kapitel 4 gemessen. Betrachtet man den Fuß-Bodenkontakt in der Transversalebene (siehe Abbildung 2.11), ist eine Spurbreite zwischen beiden Füßen sowie eine Außenrotation der Fußlängsachse zur Fortbewegungsrichtung (Transversale Fußwinkel, TFW) ersichtlich. Die Spurbreite beträgt bei Nichtamputierten durchschnittlich circa 8 cm [79] und circa 10 cm bei Oberschenkelamputierten [94]. Eine Vergrößerung der Spurbreite und der externalen Fußrotation erhöht die wirksame Unterstützungsfläche zur Steigerung der Gangstabilität [47, 79], steigert jedoch auch die laterale KSP-Auslenkung und somit die TTM sowie eine Steigerung des metabolischen Energiebedarfs [30, 47].

Der Zusammenhang zwischen TFW und auftretendem TTM wird ebenfalls in Kapitel 4 für verschiedene Bewegungssituationen untersucht.

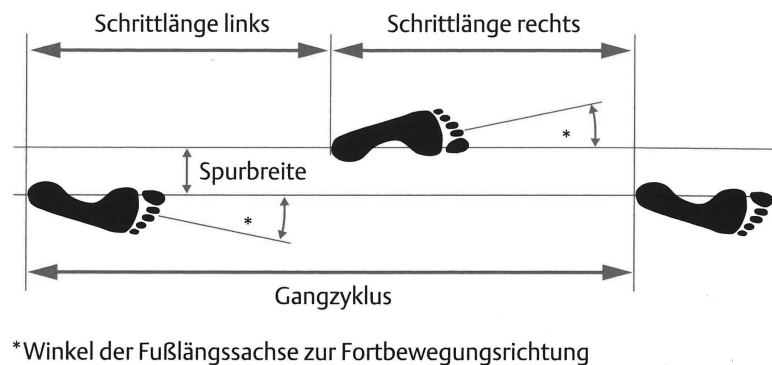


Abbildung 2.11: Spurbreite, Schrittlänge und Fußwinkel beim geraden Gehen, modifiziert nach [79]

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass Nichtamputierte durch den anatomischen Aufbau eine Vielzahl an Bewegungsfreiheiten in den unteren Extremitäten besitzen und somit die täglichen Gangsituationen intuitiv bewältigen können. Amputierte hingegen sind durch das Fehlen dieser biomechanischen Struktur eingeschränkt. Durch die torsionsstarre Ausführung der Beinprothese treten am Stumpf Scherbelastungen auf, welche Gangkomfort und -stabilität stark beeinträchtigen können. Technische Hilfsmittel, welche diese TTM vermindern können, werden in Abschnitt 2.3.2 vorgestellt. Untersuchungen zu den TTM unter Variation einer Torsionssteifigkeit in Kapitel 4 zeigen den Bedarf einer veränderbaren Torsionssteifigkeit, welche in einem Prototyp in Kapitel 7 umgesetzt wird.

2.3 Beinprothetik und Prothesenkomponenten

Eine Amputation stellt die Entfernung einer Gliedmaße oder eines Teils davon dar. Dabei werden Knochen, Muskel, Bänder- und Sehnenstrukturen sowie das Weichteilgewebe abgetrennt. Durch die Amputation verliert der Betroffene funktionale lasttragende Stützelemente (Knochen, Knorpel und Bänder) sowie Elemente des Bewegungsantriebs und -regelung (Muskel, Sehnen und Nerven). Folglich sind die motorischen Fähigkeiten zur zweibeinigen Lokomotion stark beeinträchtigt bis nicht vorhanden. In der Rehabilitation eines Amputierten spielen viele Faktoren eine Rolle. Hervorzuheben sind besonders die Amputationshöhe (auch Amputationsniveau genannt), Alter und physischer Zustand des Amputierten, Amputationsursache und Begleiterkrankungen. In der Beinprothetik können hinsichtlich der Amputationshöhe grundsätzlich zwei Amputationsarten unterschieden werden: Transtibiale Amputationen (TTA) sind Amputationen unterhalb des Knies, transfemorale Amputationen (TFA) erfolgen oberhalb des Knies. Exartikulationen sind Amputationen durch ein Gelenk hindurch, wie zum Beispiel dem Knie oder dem Hüftgelenk.

Beinamputierte haben gegenüber Nichtamputierten gravierende Beeinträchtigungen im täglichen Leben. Durch die Amputation entstehen Dysbalancen, welche zu unsymmetrischen Belastungen im gesunden Bein und Rumpf führen können. Der resultierende unnatürliche Gang ist durchschnittlich bis zu 29 % langsamer und erfordert dabei zum Beispiel bei transfemoral Amputierten einen metabolischen Energiemehrverbrauch von bis zu 60 % für eine gleiche Distanz gegenüber Nichtamputierten [221].

Ziele der Beinprothetik können in technische, medizinische und psychologische Aspekte gegliedert werden. Zu den technischen Aspekten gehören unter anderem die Wiederherstellung der mechanischen Funktionen, wie zum Beispiel die Stützfunktion, um Belastungen zu ermöglichen und zu verteilen, sowie das Ermöglichen dynamischer Bewegungen. Die fortschreitende Entwicklung erlaubt es, die Technik fortwährend an die individuellen Gegebenheiten und Forderungen des Nutzers sowie an Veränderungen des Untergrunds zu adaptieren. Zu den medizinischen Aspekten gehören neben der Behandlung von akuten Krankheiten und Verletzungen auch die Reduktion von Folgeschäden durch eine Amputation, wie zum Beispiel Schäden am Bewegungs- und Stützapparat durch asymmetrische Belastungen bei Prothesennutzung. Aspekte der Psychologie stellen eine gesonderte Rolle dar, welche nicht qualitativ erfasst werden können, jedoch einen erheblichen Teil zur Rehabilitation beitragen. Hierzu zählen unter anderem die Akzeptanz des technischen Hilfsmittels als Ersatz für das verlorene Körperteil und die Körperschemaintegration der Beinprothese.

Bis in die 1980iger Jahre wurden einfachste Beinprothesen verwendet. Die Entwicklung fokussierte sich auf Kinematiken und passive Feder- und Dämpferelemente. Ein Technologiesprung und eine damit einhergehende Verbesserung und Erweiterung der Funktionen sowie der Nutzerunterstützung fand mit Einzug der Mikroprozessortechnik statt. Heutige Beinprothesen sind meist mit komplexer Mechatronik ausgestattet. Die gelenkigen Bestandteile einer Prothese, auch Passteile genannt, lassen sich grundsätzlich nach der Nutzerunterstützung und verwendeten Technologie wie folgt klassifizieren. [17, 224]

Passive Prothesenpassteile imitieren das physiologische Verhalten durch rein mechanische Elemente (Feder und Dämpfer) ohne elektrische Hilfsenergie. Funktional weiterentwickelte Prothesen nutzen mikroprozessorgesteuerte Regelungen, um Knie- und/oder Fußgelenk zu unterstützen. Diese Art wird in semi-aktive und aktive Prothesen unterteilt. Semi-aktive Prothesen nutzen

Hilfsenergie zum Verstellen von Systemeigenschaften, wie zum Beispiel der Dämpfung in einem Gelenk. Aktive Prothesen hingegen wandeln die elektrische Hilfsenergie in mechanische Energie. Somit kann der Nutzer durch ein Drehmoment direkt im Gelenk unterstützt werden. Beispielsweise kann der Prothesenträger bis zu 20 % seiner metabolischen Energie durch Wechsel von einem passiven zu einem aktiven Fußpassteil einsparen [15].

2.3.1 Prothesenkomponenten

Aktuelle Forschungsprojekte konzentrieren sich meist auf aktiv unterstützende Prothesenkomponenten, welche das Knie- oder Fußgelenk ersetzen. Schwerpunkte hinsichtlich der Bewegungssituationen werden hierbei auf gerades Gehen [148, 216] und bewältigen von Treppen und Rampen gelegt [14, 120]. Forschungsprojekte zu Richtungswechsel im Alltag und deren Auswirkungen stehen zur Zeit nicht im allgemeinen Fokus.

Im Folgenden wird eine Übersicht über den Aufbau und die Komponenten von Beinprothesen gegeben. Hierbei werden der Vollständigkeit halber auch Knie- und Fußkomponenten erläutert, um den Kontext zur Integration der in dieser Arbeit fokussierten Komponentenentwicklung darzulegen.

Hersteller von Prothesenpassteilen stellen für die zuvor genannten Technologieklassen eine Reihe von Produkten zur Verfügung, welche je nach Bedarf des Amputierten mittels standardisierter Flansch- und Strukturelemente kombiniert werden können. Dieser modulare Prothesenaufbau erfolgt je nach Amputationshöhe (siehe Abbildung 2.12) und nach den nutzerspezifischen Gegebenheiten.

Die Prothesenfunktionen und die Nutzerunterstützung spiegeln sich in Mobilitätsklassen (siehe Abschnitt A.1) wider, welche den Mobilitätsgraden der Beinprothesennutzer (Gehfähigkeit und Rehabilitationsziel) entsprechen [173]. Um das äußere Erscheinungsbild des Prothesenbeines an das menschliche Bein anzupassen, werden Kosmetiken zur Verkleidung der Elemente (Bein und Fuß) bereitgestellt und entsprechend vom Prothesentechniker angepasst.



Abbildung 2.12: Beispiele für modularen Prothesenaufbau, modifiziert nach [76]

Prothesenschaft

Als verbleibende Extremität des amputierten Beines stellt der Stumpf das Bindeglied zwischen dem Menschen und der Prothese dar. Die bestehende Stumpflänge und Beschaffenheit spielt eine entscheidende Rolle für die erfolgreiche Rehabilitation mit einer Prothese [18, 161]. Beispielsweise zeigen Jäger et al. [103] eine starke Korrelation zwischen einer sinkenden Gangsymmetrie bei kürzerer Stumpflänge. Gonzales et al. [78] weisen einen ineffizienteren Gang von Amputierten mit kurzem Stumpf gegenüber Amputierten mit langem Stumpf nach.

Der Stumpf überträgt auftretende Lasten durch das Körpergewicht über den Prothesenschaft und die Beinprothese auf den Boden. Üblicherweise wird vor Anlegen des Prothesenschafts ein sogenannter Liner über den Stumpf gestülpt, welcher das Weichteilgewebe etwas komprimiert und versucht, auftretende Volumenschwankungen des Stumpfes zu minimieren. Zugleich wird die Hautoberfläche vor auftretenden Relativbewegungen geschützt und Belastungen besser verteilt [142]. Darüber hinaus dient der Schaft als Steuerungselement für die Prothese. Der Amputierte leitet maßgeblich durch die Bewegung des verbleibenden Beines den Schritt ein. Die Prothese reagiert auf diese Bewegungsänderung entsprechend ihrem mechanischen Aufbau sowie gegebenenfalls einer vorhandener Regelung mechatronischer Komponenten. Für eine erfolgreiche Beinprothesenversorgung ist eine hohe Endbelastbarkeit des Stumpfes und eine optimale Passform des Schafts enorm wichtig, denn nur dann kann der Amputierte die Prothese komfortabel nutzen und das Potential der technischen Funktionen voll ausschöpfen. Für den Stumpf besonders problematische Belastungen sind neben der Hauptbelastung in pd-Richtung (durch das Körpergewicht) speziell die bei Drehbewegungen auftretende Scherbelastungen [75].

Kniepassteile

Kniepassteile können in monozentrische (uni-axiale) und polyzentrische (multi-axiale) Gelenke eingeteilt werden. Eine Polyzentrik imitiert hierbei den Roll-Gleitmechanismus des menschlichen Kniegelenks [174].

Bis Anfang des einundzwanzigsten Jahrhunderts waren überwiegend passive Prothesenkniegelenke (siehe Abbildung 2.13) am Markt verfügbar. In den 1990ern führten semi-aktive Kniepassteile durch den Einsatz mikroprozessor-gesteuerter Schwung- und Standphasendämpfung zu einer Steigerung von Komfort, Mobilität und Agilität der Nutzer. Erst durch Einführung eines aktiven Kniepassteils mit direkter Drehmomentunterstützung im Jahre 2010 wird die Bewältigung von Höhenunterschieden durch Treppen und Rampen unterstützt und eine neue Entwicklungsstufe in der Beinprothetik erreicht.

passive Monozentrik	passive Polyzentrik mit Fluiddämpfung	semi-aktive Monozentrik mit Fluiddämpfung	aktive Monozentrik
 3R93 [36]	 3R60 EBS [36]	 Genium [36]	 Power Knee® [189]
 Monolock [134]	 OP2 [134]	 Orion 2 [45]	
 SAKL [45]	 KX06 [45]	 Rheo Knee® 3 [189]	

Abbildung 2.13: Beispiele von Kniepassteilen, gegliedert in vier Funktionsklassen

Fußpassteile

Der menschliche Fuß übernimmt unter anderem die wichtige Funktion der Balance zur Gangstabilisierung (siehe Abschnitt 2.2). Weiterhin leistet er durch die Abdruckphase einen gravierenden Teil der Arbeit zur Fortbewegung. Mittels seines Aufbaus adaptiert er die Gelenkstellung und -steifigkeit des Sprunggelenks zum Beispiel je nach Bodenunebenheit und Ganggeschwindigkeit [12]. Durch die Fußstruktur werden Lastimpulse, zum Beispiel beim ersten Bodenkontakt, reduziert. Es existieren viele verschiedene Konzepte von prothetischen Fußpassteilen zur Nachahmung dieser Eigenschaften durch Element- und Materialanordnungen. In Abbildung 2.14 werden beispielhaft Fußpassteile dargestellt, welche in vier Klassen von Funktionseigenschaften unterteilt sind. Für eine ausführliche Erläuterung verschiedener Fußpassteilkonzepte wird auf [17, 149] verwiesen.

Wie für alle Prothesenkomponenten wird auch hier eine Unterteilung nach der Unterstützungs-klasse (passiv, semi-aktiv und aktiv) vorgenommen. Weiterhin kann grundsätzlich in gelenk-

lose Fußpassteile und Fußpassteile mit Sprunggelenk unterteilt werden. Beide Fußpassteilarten können mit elastischen oder dämpfenden Komponenten ausgestattet sein. Zudem ist eine Kategorisierung bezüglich der erlaubten Freiheitsgrade durchführbar. Hierbei handelt es sich um uni-axiale (Rotation um ml-Achse), bi-axiale (Rotation um ml- und ap-Achse) und multi-axiale Gelenke (Rotation um ml-, ap-, und pd-Achse), welche versuchen, das Sprunggelenk zu imitieren. Die Mittelfußstruktur und Zehengelenke werden meist über die Prothesenvorfußkontur abgebildet. [17]

Neuste Entwicklungen bestechen durch Kombination von semi-aktiven Fuß- und Kniepassteil. Durch interne Kommunikation und folglich Abstimmung zwischen den Passteilen kann eine gesamtheitliche funktionale Prothesenstruktur geschaffen werden, welche mit einer gelenkübergreifenden Gesamtbetriebsstrategie enorme Vorteile für den Nutzer erhoffen lässt. Exemplarisch sind die Produkte (siehe Abbildung 2.13 und Abbildung 2.14) von Endolite „my.leg Elan“, bestehend aus Orion 2 und Elan, sowie von Össur das „Symbiotic Leg® 3“, bestehend aus POWER KNEE® und PROPRIO Foot® zu nennen.









gelenklos	uni-axial mit Dämpfung im Sprunggelenk	uni-axial semi-aktiv mit Dämpfung im Sprunggelenk	uni-axial aktiv mit Unterstützung im Sprunggelenk
 Navigator [45]	 Echelon [45]	 PROPRIO Foot® [189]	 Odyssey [98]
 Esprit [45]	 Odyssey® K2 [99]	 Elan [45]	 BiOM® [202]

Abbildung 2.14: Beispiele von Fußpassteilen, gegliedert in vier Funktionsklassen

Adapter zur statischen Ausrichtung

Wie zuvor beschrieben und in Abbildung 2.12 dargestellt, werden Beinprothesen entsprechend den Anforderungen aus Prothesenpassteilen kombiniert. Neben den vorgestellten Knie- und Fußpassteilen existieren diverse Verbindungselemente und eine Vielzahl von Adaptern, um den statischen Aufbau des Beinprothesensystems durch Ausrichtung von Winkel und translatorischer Verschiebungen in den verschiedenen Achsen möglichst optimal an den Nutzer anzupassen.

Die Kinematik zwischen Stumpf und Bodenkontaktpunkt (Center of Pressure) wird durch die Hebelarme, Segmentlängen und den Lastangriffspunkten an Stumpf und Boden definiert. Zusätzlich zu der statisch definierten Ausrichtung ändern sich die Hebelverhältnisse über den Gangzyklus, wie in Abbildung 2.15 für die Sagittalebene dargestellt. Hinzu kommt eine Adaption an den Untergrund, welches den dreidimensionalen Belastungsvektor weiterhin beeinflusst. Weiterführende Studien zu Auswirkungen bei Variation des statischen Aufbaus sind in [10, 27, 28, 56, 62, 88, 100, 114, 115, 138, 223, 230] vorgestellt.

Der statische Aufbau einer Beinprothese ist folglich besonders durch die physische Gegebenheiten des Amputierten und dessen Komfortempfinden stark individuell geprägt. Die Ausrichtung der Prothesenkomponenten im dreidimensionalen Raum hat erheblichen Einfluss auf die resultierenden Belastungen am Stumpf [62, 230] und ist somit relevant für den Komfort während des Gehens. Die statische Ausrichtung gilt es bei Ganganalysen, wie sie in Kapitel 4 stattfinden, stets zu berücksichtigen.

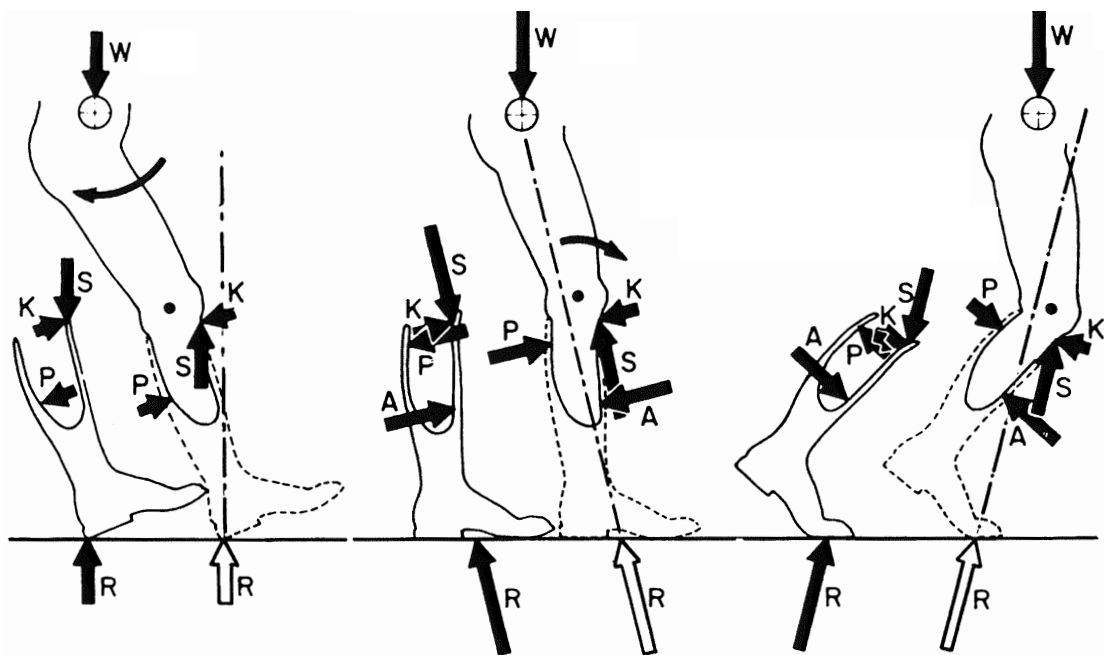


Abbildung 2.15: Auftretende Belastungen am Stumpf während des geraden Gehens durch das Körpergewicht W zu der entgegengerichteten Stützkraft S und Bodenreaktionskraft R während des Fersenauftritts (links), der mittleren Standphase (mitte) und der Fußzehenablösung (rechts). Auf den Stumpf einwirkende dargestellte Belastungen sind die Kraft K am proximalen Ende des Schaftes sowie die durch die Gangbewegung resultierenden Kräfte von anterior A und von posterior P , modifiziert nach [161]

2.3.2 LaTransversal-Rotationsadapter mit passiver Torsionssteifigkeit

Neben den Adaptern zur statischen Ausrichtung existieren funktionelle Adapter, welche Elemente zur Beeinflussung des Gangverhaltens beinhalten. Diese sogenannten transversalen Rotationsadapter (RA) und Translations-Rotationsadapter (TRA) erlauben einen Rotationsfreiheitsgrad in der Transversalebene. Der TRA ermöglicht zusätzlich einen axialen Freiheitsgrad in der pd-Achse. In den Adaptern sind elastische Elemente verbaut, welche in Richtung des erlaubten Freiheitsgrades eine definierte Steifigkeit besitzen.

Eine Reduktion der Torsionsbelastung in der Transversalebene kann durch einen RA, TRA sowie mittels multi-axialer Fußpassteile ermöglicht werden. Am Markt verfügbar sind zur Zeit lediglich rein passive Systeme, die nach einer Justierung ihr Systemverhalten (Feder- und Dämpfungs-eigenschaft) nicht mehr verändern [57, 188, 210]. Typische Produkte für RA und TRA sind exemplarisch in Abbildung 2.16 dargestellt, eine detaillierte Übersicht verfügbarer RA-Produkte und deren Eigenschaften ist Abschnitt A.2 zu entnehmen.



Abbildung 2.16: Beispiele für Rotationsadapter (RA) und Translations-Rotationsadapter (TRA)

Diverse Studien berichten über Verbesserungen des Gangs unter Verwendung dieser passiven Systeme und formulieren unter anderem die Hypothese, dass adaptive RA eine weitere Steigerung verschiedener Gangbewertungsparameter (vgl. Abschnitt 4.2) bewirken kann [69, 72, 74, 146, 147, 153, 154, 184]. Studienresultate zeigen bereits bei Nutzung von passiven RA Reduktionen der Belastungen [119, 184, 212] und Schmerzen [69, 187] am Stumpf. Weiterhin kann eine Annäherung an den physiologischen Gang [186, 187, 190] durch beispielsweise Steigerung der Gangsymmetrie [119], Verringerung der Spurbreite [196] (entspricht einer Erhöhung der dynamischen Gangstabilität) und Verbesserung des Fußabrollens [162] beobachtet werden. Bei Richtungswechsel unterstützt der RA den Nutzer durch den rotativen Freiheitsgrad [69, 184, 187], was unter anderem durch Erhöhung der Schrittlänge und Gangstabilität [186] gezeigt wird. Weiterhin ist eine Reduktion des Sauerstoffverbrauchs (metabolischer Energiever-

brauch) von bis zu 9,1 % bei erhöhter Ganggeschwindigkeit [32] möglich, welches sich auch in einer Erhöhung der täglichen Schrittzahl [187] widerspiegelt.

Weitere Studien zeigen, dass besonders nach Sturzerfahrungen der zusätzliche Freiheitsgrad ein Empfinden verminderter Stabilität vermitteln kann [186, 196]. Es ist zu beachten, dass nicht jeder Amputierte von einer Versorgung mit einem RA profitiert. Einflussfaktoren hierfür sind bislang nur ansatzweise erforscht. Entscheidende Faktoren sind beispielsweise die Amputationshöhe, Art der Amputation (uni- oder bi-lateral) [187] und der Schaftsitz [5, 6]. Laut Gerschütz et al. [70] können Amputierte mit hohem Aktivitätsniveau (MG 3 - 4) besonders von einem RA profitieren.

TRA besitzen zusätzlich zu der rotatorischen eine axiale Nachgiebigkeit (translatorisch entlang der pd-Achse). Durch eine Elastizität kann der Belastungsimpuls in pd-Richtung beim Fersenauftritt vermindert und folglich die Axialbelastung auf Gelenke und Stumpf reduziert werden [162, 188, 190]. Wie bei dem RA ist eine Versorgungsverbesserung mittels TRA abhängig von dem Amputierten und dessen individuellen Gegebenheiten. Zum Beispiel wurden in Studien bei geradem ebenen Gehen in Komfortgeschwindigkeit keine signifikante Änderung der Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge festgestellt. Durch eine zu große axiale Einfederung kann die Gangasymmetrie und somit ein energetisch unvorteilhafter Gang verstärkt werden [1, 21, 69, 188]. In Kombination mit energierückgewinnenden Fußpassteilen können weitere negative Effekte auftreten [133]. Aktivitätsniveau und -dauer der Nutzer werden durch eine Versorgung mit einem TRA nicht zwangsläufig verändert [21, 113].

In verschiedenen Studien werden zum Teil gegensätzliche Aussagen getroffen, jedoch überwiegend positive Effekte bei einer TRA-Nutzung dokumentiert. Beispielsweise kann, wie schon beim reinen RA beschrieben, eine Verbesserung der Gangsymmetrie verzeichnet werden, welche sich durch die Annäherung der Auftritts- und Abstoßdauer zu der von Nichtamputierten darstellt [190]. Weiterhin konnte die Erhöhung der Gangdynamik, Sicherheit und des Komfort [21, 165] sowie eine Erhöhung der Ganggeschwindigkeit [32] festgestellt werden. Ebenso wurde eine Reduktion des metabolischen Energieverbrauchs durch die Energierückgewinnung des elastischen Elements [162] nachgewiesen.

Aufgrund der häufigen Versorgung energierekuperierender Fußpassteile und den möglichen negativen Effekten in Verbindung mit einer TRA-Versorgung fokussiert sich diese Arbeit auf den rotatorischen Freiheitsgrad, welche der Funktion eines RA entspricht.

2.3.3 Transversal- Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit

Als Erweiterung der passiven Rotationsadapter existieren bis dato zwei mechatronische Konzepte zur Anpassung der transversalen Torsionssteifigkeit an die Gangsituation. Eine Übersicht der Eigenschaften beider Systeme von Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit (AvTS) ist in Abschnitt E.3 aufgeführt.

Pew [153] stellte 2014 ein semi-aktives System vor, welches zur Variation der TTS in Beinprothesen entwickelt wurde. Das mechanisch-geregelte Konzept (vgl. Abschnitt 7.2) beruht auf einer Veränderung des Hebelverhältnisses des Angriffspunkt eines elastischen Elements zwischen zwei sich relativ bewegenden Bauteilen und basiert auf dem Konzept von Jafari et al. [104, 105]. Das in Abbildung 2.17a dargestellte System verändert mittels eines am Gehäuse (B) angebrachten elektrischen Antriebs (F) den Angriffspunkt der Torsionsfeder (K) an einem Hebelarm (C), um somit die Systemsteifigkeit zwischen dem oberen (A) und unteren (B) Gehäuse über die Linear-

führung (G) und der Abtriebswelle (H) zu variieren. Das realisierte System implementiert in die Prothesenstruktur ist in Abbildung 2.17b dargestellt.

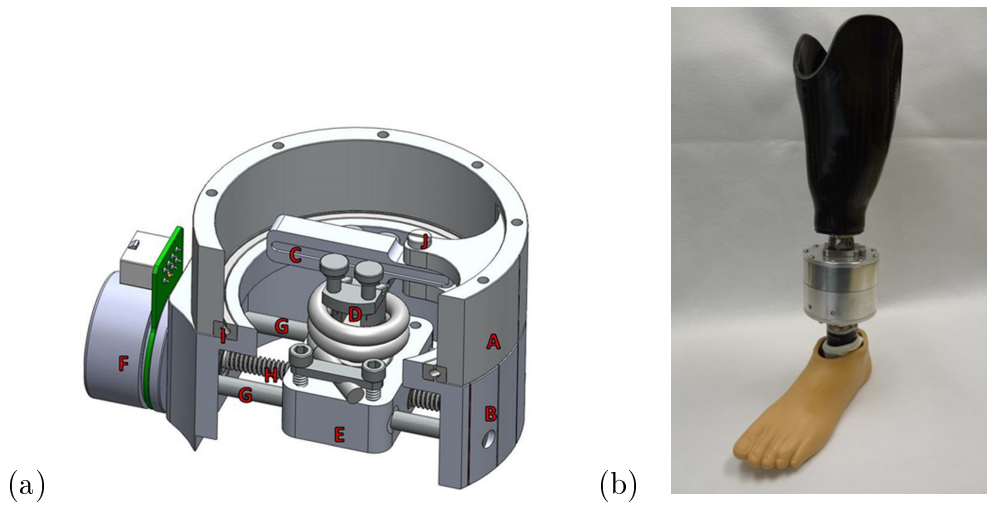


Abbildung 2.17: CAD-Schnittansicht des semi-aktiven Konzepts (a) und Fotografie des in die Prothesenstruktur integrierten Systems (b), modifiziert nach [154]

Das zweite bisher bekannte AvTS-System wurde im Jahre 2015 von Olson et al. [146] veröffentlicht und beruht auf einem Patent von Glaister [72]. Dieses aktive Konzept nutzt einen seriell-elastischen Antrieb (siehe Abschnitt 7.2.1) zur Veränderung der Systemsteifigkeit. Das realisierte System ist in Abbildung 2.18a mit einem Prothesenfuß dargestellt. Hierbei befindet sich der Aktor mittig integriert in ein Gehäuse, welches gleichzeitig als elastisches Element und Federkörper für die Torsionserfassung mittels Dehnungsmessstreifen dient (siehe Abbildung 2.18b). Über eine Impedanzregelung des Aktors können gewünschte transversale Torsionssteifigkeit-Sollkurven realisiert werden (siehe Abbildung E.2) .

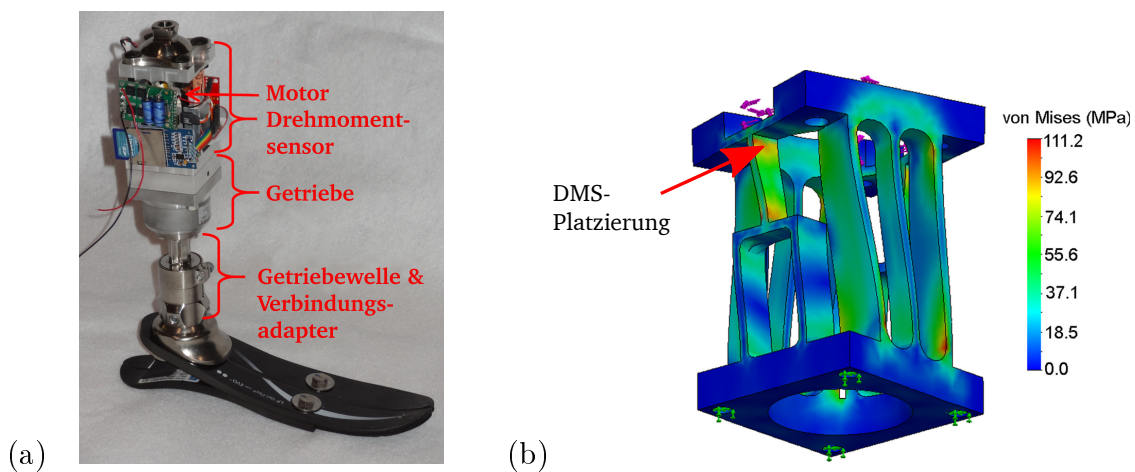


Abbildung 2.18: Gesamtsystem des aktiven AvTS mit Prothesenfuß (a) und CAD-Ansicht des Gehäuses als elastisches Element (b), modifiziert nach [146]

2.4 Messsysteme in der Beinprothetik

Die systematische Ganganalyse entstand maßgeblich in den 1960er Jahren durch Perry [152] am Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center in Los Angeles, USA [79]. Weitere Pioniere sind Whittle [225] und Winter [226, 227].

Ziel einer Ganganalyse ist die Erfassung und Beurteilung von Bewegungsabläufen. Sie dient als Hilfsmittel zur Diagnose, Therapieüberwachung und -verlaufsdokumentation. Mittels Erfassung von Bewertungsdaten wird ein Proband zu Vergleichsgruppen in Relation gesetzt, um eine einschätzende Beurteilung abgeben zu können.

Grundsätzlich kann die Ganganalyse nach Hurkmans et al. [96] in drei Kategorien unterteilt werden:

In Kategorie I finden sich Methoden wieder, welche besonders im klinischen Alltag Verwendung finden und auf Erfahrung und Wissen des Untersuchenden basieren. Es findet eine Analyse der Bewegungen durch Beobachten, Bewertungsbögen oder Probandenaussagen statt. Diese subjektive Ganganalyse ist für eine qualitative Aussage über funktionale Gehbewegungen und Probandenzustand ausreichend, lässt jedoch keine Rückschlüsse auf kinetische Belastungen zu [79, 96].

Kategorie II und Kategorie III eignen sich, um qualitative und quantitative Ganganalysen mit objektiven Messwerten und wiederholbaren Messergebnissen durchzuführen. Diese finden in der sogenannten instrumentellen Ganganalyse Anwendung.

Messmethoden der Kategorie II verwenden stationäre Messtechnik zur visuellen oder akustischen Kinematikerfassung [29] sowie auf dem Untergrund platzierte Kraftmesstechnik zur Erfassung kinetischer Messwerte. Einzeln oder in Kombination stellen diese Messmethoden den Stand der Technik in den meisten Ganganalyseeinrichtungen dar [96].

Die Kategorie III ist durch mobile Messsysteme gekennzeichnet, welche durch den Probanden getragen werden. Hierzu gehören Kraft- und Drehmomentsensoren zur kinematischen Messwert-erfassung sowie Bewegungssensorik aus mikro-elektromechanischen Bauteilen und Geräte zur Messung von Muskelaktivitäten (EMG).

Auftretende Belastungen in Beinprothesen im alltäglichen Gebrauch sind bisher nicht vollständig erforscht. Ende der 1970er Jahre wurden umfassende Studien zu auftretenden Belastungen in Beinprothesen durchgeführt, welche die Grundlagen der Strukturfestigkeitsprüfung nach ISO 10328 [59] bilden [144]. Oehler [144] weist 2015 in einer einjährigen Langzeitstudie mit 15 amputierten Probanden nach, dass die Definition dieser erhobenen Belastungszustände nicht denen der heutigen Beinprothesen entsprechen. Durch die erweiterte Funktionalität mechatronischer Prothesen und erhöhter Nutzermobilität ist eine Anpassung der Prüfvorgaben notwendig [144].

Im Folgenden wird der Stand der Technik bezüglich der Messsysteme von Kategorie II und Kategorie III sowie zur Erfassung von Belastung und Bewegung in der Beinprothetik erläutert. Kategorie II beinhaltet örtlich fixierte Messsysteme (stationäre konventionelle Messsysteme), Kategorie III mobile Messsysteme zur Integration in die Beinprothese (mobile direkt-messende Systeme).

2.4.1 Stationäre konventionelle Messsysteme

Eine Erfassung der Bodenreaktionskräfte findet bei stationären Messsystemen meist durch eine Messplatte mit integrierter piezodynamischer oder dehnungsmessstreifen-basierter Messtechnik statt.

Zur Kinematikerfassung dient in den meisten Fällen ein Infrarotkamera-Messsystem. Durch Senden von Infrarotwellen und Reflexion von am Probanden angebrachten Markern an definierten Gelenk- und Segmentpunkten können die Bewegungsdaten der Marker über mehrere Kameras erfasst werden. Je nach Anzahl und Anordnung der Kameras ist eine dreidimensionale Bewegungserfassung mit einer Positionsauflösung von bis zu 0,5 mm möglich [131, 144]. Ein Nachteil der Methode ist unter anderem die aufwändige Anbringung der Marker auf der Haut. Mögliche Fehlerquelle hierbei ist die Positionierung der Marker per Hand auf der Haut, da Gelenkdrehzentren oder Knochenpositionen durch das Weichteilgewebe nur geschätzt werden können. Weiterhin entstehen Messfehler durch die Relativbewegungen des Weichteilgewebes zwischen dem Marker auf der Haut und dem zu messenden Segmentknochen oder Gelenk. [33, 86, 158, 178]

Zur Abschätzung von Belastungen in den Segmenten und Gelenken findet eine Berechnung unter Verwendung von Inversdynamik statt. Mittels Simulationsmodell, zum Beispiel von einem Durchschnittsmenschen, werden die gesuchten Belastungen in den Segmenten oder Gelenken mittels Kinematik- und Kinetikdaten berechnet. Diese Modelle verwenden Annahmen wie starre Körpersegmente, ideale Gelenke, konstante Massenschwerpunkte und statistisch gemittelte Kinematiken aus anthropometrisch Daten. [194]

Vorteile der stationären Messsysteme liegt in der Erfassung von Kinematikdaten des gesamten Körpers. Nachteile der stationären Messsysteme bestehen besonders aus der Gebundenheit an einen Ort und dem beschränkte Messraum. Folglich können nur einzelne Schritte oder kurze Schrittfolgen erfasst werden. Zur Erhebung mehrerer Schrittfolgen des geraden Ganges kann ein instrumentiertes Laufband verwendet werden, jedoch zeigen Untersuchungen, dass dies wiederum Einfluss auf den Gang besitzt (Kadenz, Schrittlänge und Bewegungsumfang). [90, 144]

Weitere potentielle Einflüsse auf das Bewegungsmuster und folglich die Messergebnisse können psychologische Effekte sein. Dies sind zum Beispiel die erforderlichen Laborbedingungen (Teilkleidung des Probanden, aufgeklebte Marker, spezielle Lichtbedingungen, anwesende Personen, Prüfbedingungen), aber auch das notwendige Treffen des Fußes auf die Kraftmessplatte inklusive benötigten Wiederholungen. [29, 77, 90]

2.4.2 Mobile direkt-messende Systeme

Neben der konventionellen stationären Messtechnik bestehen mobile Messsysteme. Mobile Messtechnik zur Erfassung der Kinetik bei Nichtamputierten ist beispielsweise die Erfassung der Druckverteilung an der Fußsohle des Probanden mittels in den Schuh eingesetzter Messsohlen. Hierbei werden Messsohlen in den Schuh des Probanden eingelegt und erfassen dort die Druckverteilung. Für Amputierte gibt es darüber hinaus die Möglichkeit, Sensoren direkt in die Prothesenstruktur zu integrieren, um die Belastungen lokal zu messen (siehe Abbildung 2.19).

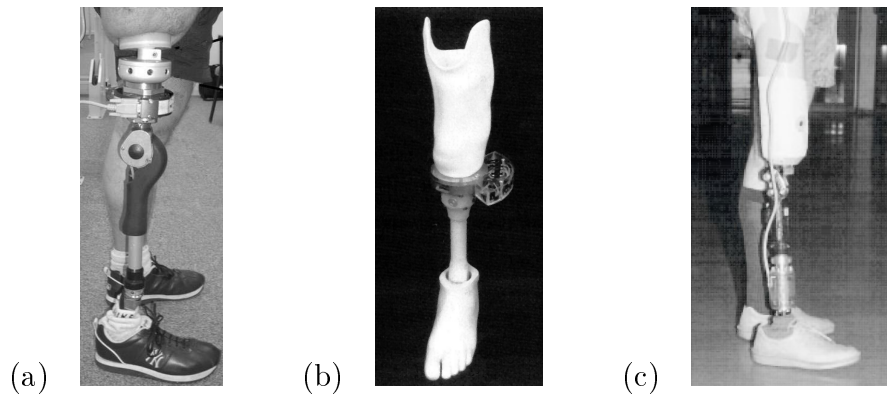


Abbildung 2.19: In die Beinprothese implementierter Sensor über dem Knie (a) (modifiziert nach [67]), unter dem Knie proximal (b) (modifiziert nach [170]) und unter dem Knie distal (c) (modifiziert nach [139])

Restriktionen dieser Messkonzepte bestehen besonders im notwendigen Bauraum zur Integration der Messtechnik in die Prothese. Durch das Gewicht des Messsystems kann es zu negativen Einflüssen auf die Messergebnisse kommen. Selbst unter Beibehaltung der kinematischen Verhältnisse verändert das Eigengewicht der Sensorik (und deren Platzierung) das Massenträgheitsmoment des Prothesenaufbaus und kann somit Rückwirkung auf das Bewegungsmuster des Probanden haben. Weiterhin ist nur die lokale Messwerterhebung an der Einbauposition möglich. Eine Datenerhebung des kontralateralen Beines (ohne Messtechnik) oder einer gesamten Kinematikette ist nicht möglich. Ferner können Umgebungseinflüsse, wie zum Beispiel Bodenbeschaffenheit, Temperatur, Wind und viele weitere, durch eine nicht standardisierte und kontrollierte Messumgebung signifikanten Einfluss auf die Messdatenerhebung haben [55].

Dennoch bieten die mobilen Messsysteme Vorteile gegenüber den stationären Messsystemen. Besonders hervorzuheben ist die Mobilitätsfreiheit des Probanden. Messungen können in nahezu jeder Umgebung, zum Beispiel zu Hause oder im offenen Gelände, durchgeführt werden. Mittels ausreichend dimensionierter Energieversorgung können Messungen über längere Zeiträume (zum Beispiel von einem Tag) erfolgen, ohne dass auf den Proband psychologische Einflüsse durch anwesende Personen oder Laborbedingungen wirken.

Die lokale Belastungserfassung ermöglicht eine gezielte Analyse der wirkenden Belastungen in unterschiedlichsten (dynamischen) Bewegungssituationen. Dies kann zum einen für Neu- und Weiterentwicklungen von Prothesenpassteilen oder zum anderen zur Untersuchung der auf den Prothesennutzer ausgeübten Belastungen genutzt werden [65, 116, 137]. Weiterhin stellt dies eine Möglichkeit zur Optimierung der Komponentenausrichtung [27, 28, 55, 114, 223] oder Aktualisierung von Prothesenprüfvorschriften [144] dar.

Die Verfahren der direkten kinetischen Messwerterfassung sind demnach aufgrund des Wegfalls der potentiellen Fehler und Annahmen der inversen Berechnungen der konventionellen Messsysteme als sensibler und mit kleinerer Abweichung zu den wahren Belastungen einzuordnen. Vergleichsstudien zur Kinetikerfassung zwischen den modellbasierten Berechnungen und den direkt-messenden Verfahren zeigen zum Teil signifikante Unterschiede in den Datenwerten, welche durch die oben genannte Berechnung mit vereinfachten Modellannahmen entstehen können. Jedoch ist festzuhalten, dass beide Systemklassen die für eine Ganganalyse notwendigen Daten in ausreichender Qualität liefern. Der Einfluss durch den Probanden selbst und mögliche Va-

riation in dessen Prothesenaufbau hingegen können einen signifikanten höheren Einfluss auf die Messwerte verursachen. [48, 181]

Direkt-messende Systeme in der Beinprothetik werden aufgrund der Bedeutung in dieser Arbeit im Folgenden näher erläutert. Die Sensorik wird bei diesen Messsystemen als Adapter in die Prothesenstruktur integriert. Durch die probandenspezifische Stumpflänge und die kontralaterale Beinlänge ist dieser Bauraum eingeschränkt, da eine gleiche Länge der beiden Beine für einen physiologischen Gang essentiell ist. Folglich ist die axiale Höhe (pd-Achse) solcher Messsysteme ein entscheidendes Verwendungskriterium in der Beinprothetik, da ein zu großer Bauraumbedarf zu einem Ausschluss von Probanden mit geringer Stumpf- oder Beinlänge führt. Die im Folgenden vorgestellten Messadapter beruhen auf Dehnungsmessstreifen, welche je nach Belastungszustand die entstehenden Dehnungen in Spannungswerten abbilden und somit Rückschlüsse auf die vorherrschenden Belastungen erlauben.

Bereits 1952 beschrieben Cunningham et al. [40] Kraftmessverfahren in der Beinprothetik auf Basis von Dehnungsmessstreifen in sechs Freiheitsgraden. Von Lowe [130] aufgegriffen und von Berme et al. [23] weiterentwickelt wurde ein sogenannter Pylon erstmals 1975 für dynamische Messungen in der Prothese vorgestellt (siehe Abbildung 2.20 a) und bereits ab 1977 mit ähnlichen Systemen für Belastungsanalysen eingesetzt [26, 191, 220].

Sanders et al. [167, 168, 169, 170] entwickelten einen weiteren Pylon (siehe Abbildung 2.20 b), welcher eine sehr niedrige Höhe von nur 19 mm besitzt und somit kaum eine Restriktion im axialen Bauraum potentieller Probanden darstellt. Weitere Pylone, welche dem Aufbau von Berme ähneln (siehe Abbildung 2.20 c), werden von verschiedenen Gruppen realisiert und in der Beinprothetik verwendet [139, 140, 159, 175, 178]. Eine weitere flache Bauform weist der Sensor von Freddi et al. [61] auf, welcher im Jahre 2002 vorgestellt wurde.

In den letzten Jahren wurden zusätzliche Belastungsmesssysteme für die Beinprothetik entwickelt, welche noch weiter miniaturisiert (siehe Abbildung 2.20 e) [144, 145] oder mit zusätzlicher Bewegungserfassung ausgestattet wurden (siehe Abbildung 2.20 f) [175, 178].

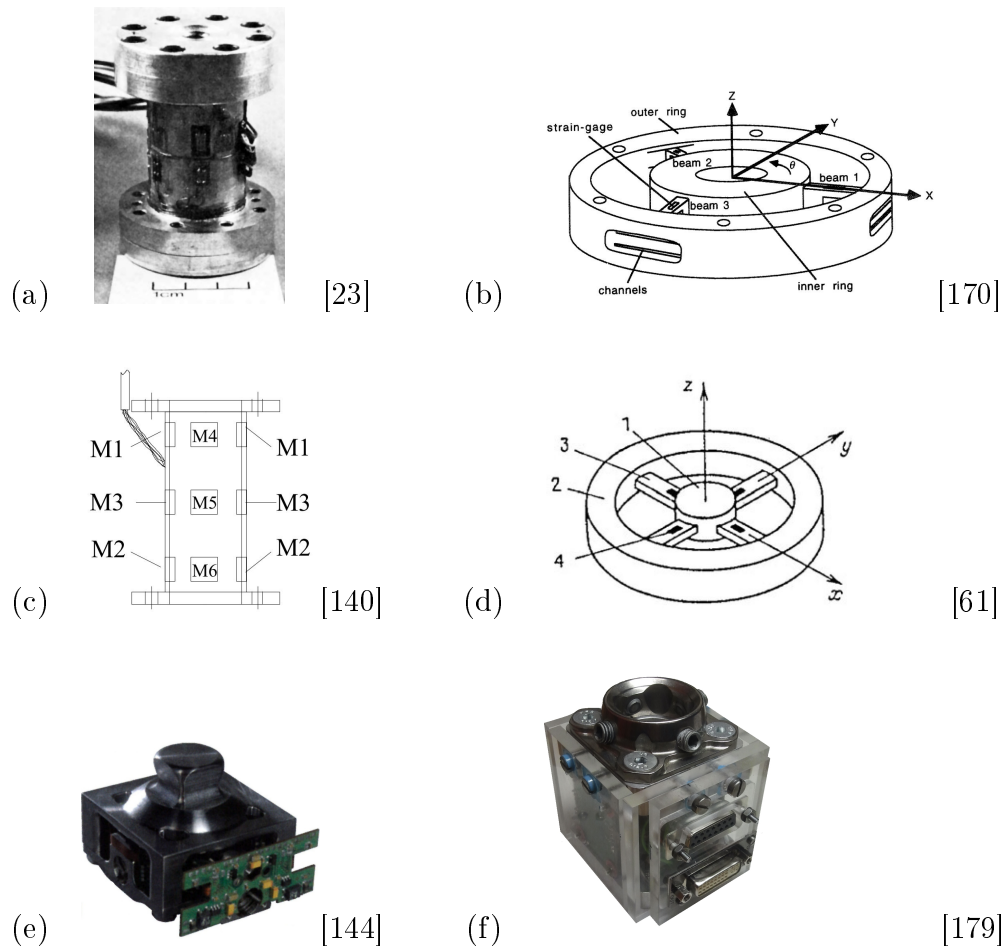


Abbildung 2.20: Sensoren basierend auf Dehnungsmessstreifen zur Implementierung in die Beinprothese [23, 140, 61, 170]

Alternativ zu den in der Forschung entwickelten Systemen kommt auch kommerzielle Belastungssensorik zum Einsatz. Frossard et al. [63, 64] setzen seit 2003 den Sechskanal-Sensor 45E15A von JR3 Inc. [97] ein (siehe Abbildung 2.21 a). College Park Industries [99] bietet seit 2010 [144] das Messsystem iPecs an. Eine Übersicht der systemspezifischen Eigenschaften ist in Abschnitt B.1 gegenüber gestellt.

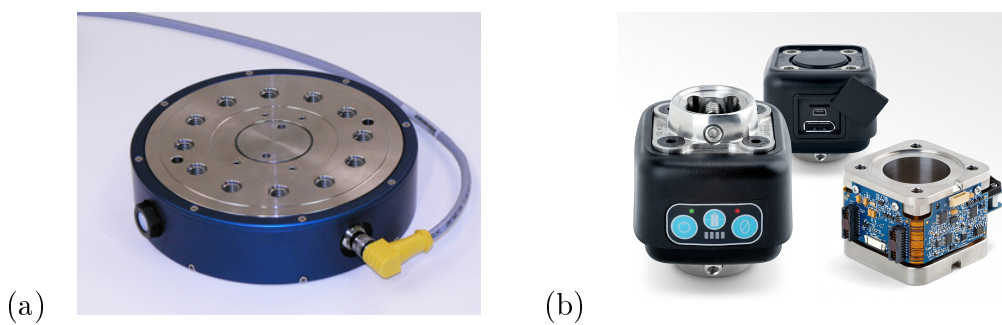


Abbildung 2.21: Beispiele für kommerzielle Sensorik zur Belastungserfassung in der Beinprothetik: JR3 Inc. (a) [97] und iPecs (b) [127]

Die Implementierung des Sensors in den Prothesenaufbau kann je nach Untersuchungsziel und Bauraum über oder unter dem Kniepassteil erfolgen (siehe Abbildung 2.19), jedoch ist aufgrund der Baugröße und der Massenträgheit eine Implementierung proximal unterhalb des Knies zu bevorzugen [212].

Neben der Kinetikerfassung ist eine Bewegungserfassung auf Basis von Inertialsensoren möglich. Dies ermöglicht einen weitgehend freien Bewegungsraum des Probanden. Je nach Ausstattung der Bewegungsmesseinheiten, sogenannter Inertial Measurement Units (IMU) oder Attitude Heading Reference Systeme (AHRS), können diese Sensoreinheiten in der Größe weniger Millimeter lineare Beschleunigungen, Winkelgeschwindigkeiten, Erdmagnetfeld, Luftdruck und Temperatur erfassen. Ein Mikroprozessor auf der Messeinheit berechnet aus den Sensordaten absolute oder relative Bewegungsgrößen.

IMU können als einzelner Sensor oder als Sensornetzwerk für Bewegungserfassung verwendet werden. Beispiele für Sensornetzwerke sind in Abbildung 2.22 (Sensoren als orangene Quader) dargestellt. Veröffentlichte Forschungsbeiträge bezüglich der IMU-Nutzung in der Ganganalyse sind in [198, 232] zusammengefasst und weitere in [175] aufgeführt.

Systematische Messfehler der IMU, basierend auf den Berechnungsalgorithmen zur Winkelberechnung, können bei der Kalibrierung durch Korrekturfaktoren und Sensordatenfusion minimiert werden. Weitere äußere Einflüsse wie Temperaturänderungen und magnetische Felder können eine signifikante Auswirkung auf die Messdaten mit sich bringen und müssen entsprechend berücksichtigt werden. Wird zur Kinematikmessung ein IMU auf der Haut angebracht können auch hier, wie in Abschnitt 2.4.1 vorgestellt, Messfehler aufgrund der Relativbewegung zwischen der Hautoberfläche und dem zu messenden Segment auftreten. [41, 164, 165, 183]

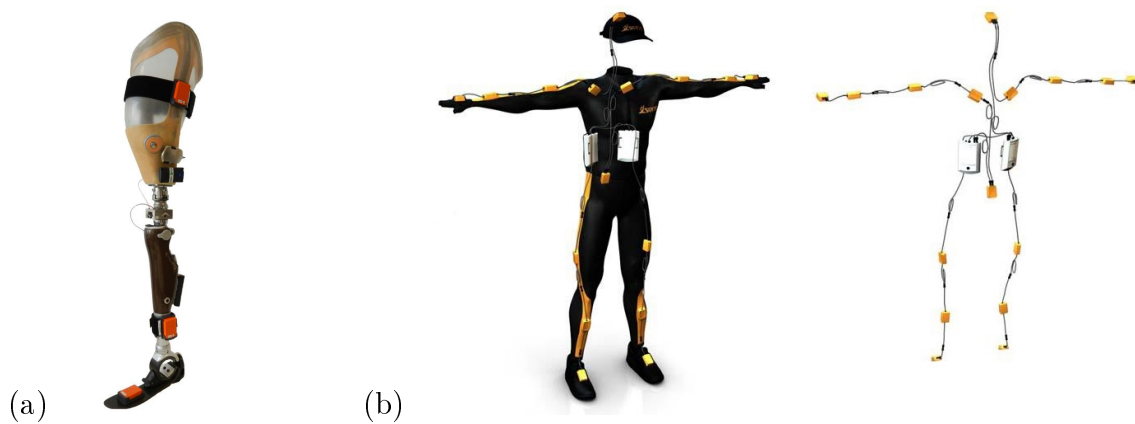


Abbildung 2.22: Beispiele für IMU-Netzwerke zur Bewegungserfassung der Firma Xsense: an einer Beinprothese (a) [204] und in einen Anzug integriert (b) [203]

3 Realisierung eines Messsystems zur Belastungs- und Bewegungsmessung in Beinprothesen

In diesem Kapitel wird die Realisierung eines eigenen Messsystems vorgestellt. Dieses ermöglicht Messungen von Belastungen und Bewegungen in einer Beinprothese. Im Gegensatz zu bestehenden Messsystemen (vgl. Abschnitt 2.4.2) erlaubt dieses System, zusätzlich zur üblichen Belastungsmessung, eine lokale Erfassung von Winkeln, Winkelgeschwindigkeiten und Beschleunigungen. Mittels eines in die Struktur der Unterschenkelprothese integrierten Messadapters werden die Messgrößen aufgenommen, über ein Datenerfassungssystem verarbeitet, gespeichert und bei Bedarf drahtlos zu weiteren Geräten übertragen.

Das Messsystem bietet durch seine autonome und mobile Einsatzmöglichkeit Potenzial für innovative Testszenarien, losgelöst von örtlichen und zeitlichen Restriktionen. Es können somit neuartige Untersuchungen, wie zum Beispiel Feldexperimente, durchgeführt werden, welche in einem Ganglabor nicht möglich sind. Durch die zusätzliche Bewegungsmessung können neue Erkenntnisse über Bewegungsstrategien und deren direkt verursachten Belastungen bei Amputierten untersucht werden. Weitere potentielle Einsatzgebiete für die Grundlagen- und Anwendungsforschung in der Beinprothetik sind Untersuchungen zu intuitiv gewählten Gangsituationen und -geschwindigkeiten im Alltag von Amputierten. Exemplarische Situationen sind Stolpern, Bewegungen in alltagstypischen Umgebungen im häuslichen Umfeld oder ausgeübte Sportarten. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit werden die Messdaten des Messsystems in folgenden Abschnitten genutzt:

- Analyse von Belastungen und Bewegungen bei Probandenstudien (Kapitel 4).
- Identifikation relevanter Messgrößen für einen Gangerkennungsalgorithmus (Kapitel 4 und Kapitel 6)
- Simulationen zur Auswahl eines Antriebskonzeptes für einen Prototypen (Abschnitt 7.2)
- Dimensionierung von Hardware (Abschnitt 7.2.3)
- Definition von Sollwertvorgaben für einen Prüfstand (Abschnitt 7.4)

3.1 Systembeschreibung

Basierend auf dem begrenzten Bauraum in pd-Richtung (vgl. Abschnitt 2.4.2) besteht an das Messsystem die starke Anforderung einer geringen Bauhöhe. Weitere Anforderungen sind ein kleines Bauvolumen, geringes Gewicht und eine steife Konstruktion. Im Zielkonflikt dazu steht eine ausreichend elastische Verformbarkeit des Federkörpers zur Belastungsmessung durch DMS-Technik bei hinreichender Genauigkeit und Auflösung im vorgesehenen Messbereich. Es darf keine Gefährdung für den Probanden oder die Umwelt durch das Messsystem entstehen. Weitere Forderungen sind Robustheit gegen mechanisches Einwirken, Temperaturschwankungen sowohl elektrische als auch magnetische Felder.

Das Messsystem (Abbildung 3.1) besteht aus einem Messadapter mit integrierten Sensoren (Abbildung 3.2a), einer Kabelverbindung zur störungs- und verlustarmen Übertragung der Messsignale, einem Gerät zur Datenerfassung und -verarbeitung sowie einem Akkumulator zur Energieversorgung.

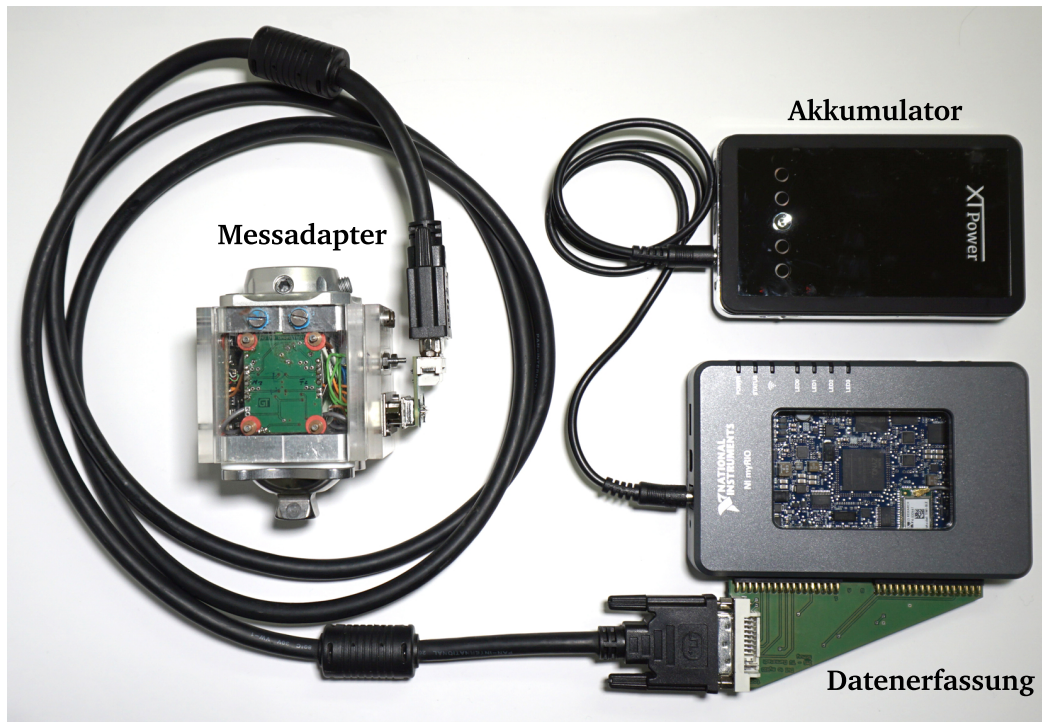
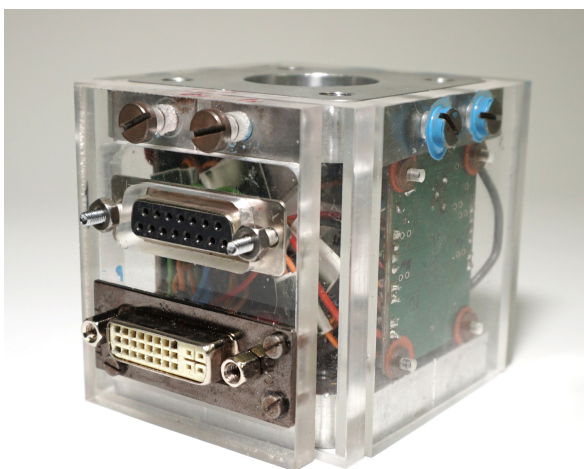


Abbildung 3.1: Realisiertes Messsystem in der Übersicht



(a)



(b)

Abbildung 3.2: Teilkomponenten des Messsystems: Messadapter (a) zur Belastungsmessung und IMU-Adapter (b) zur Bewegungserfassung

Der Messadapter wird über Standardverbindungselemente aus der Prothetik in die Prothesenstruktur integriert. Abbildung 3.3 zeigt schematisch exemplarische Einbauorte des Messadapters bei verschiedenen Amputationshöhen. Eine Nutzung des Messsystems kann somit bei transtibial Amputierten (TTA), transfemoral Amputierten (TFA) und bei Amputierten mit Osseointegration erfolgen. Bei der letztgenannten Gruppe besteht eine besondere Notwendigkeit der Kenntnisse über die Belastungen, da bei dieser Art der Prothesenversorgung die Belastungen nicht über einen Schaft in das Weichteilgewebe übertragen, sondern über ein Implantat direkt in den Knochen eingeleitet werden. Generell ist eine proximale Platzierung unterhalb des Knies aufgrund des geringeren Einflusses auf das dynamische Gesamtverhalten der Prothese (und somit Rückwirkung auf den Probanden) zu bevorzugen [212].

Bezüglich der Anforderung einer Mindestmessfrequenz zeigen Schneider et al. [172] bei Fourieranalysen des Frequenzspektrums der Bodenreaktionskräfte während des Gehens bei 26 Nichtamputierten und zehn Patienten, dass die hier relevanten Ganginformationen (bei circa 1,2 m/s Ganggeschwindigkeit) unter 10 Hz liegen. Eine weitere Untersuchung von Antonson et al. [11] mit 30 Personen zeigt 15 Hz als maximal notwendige Messfrequenz. Unter Berücksichtigung des Abtasttheorems nach Shannon [125] und Unsicherheiten hinsichtlich Ganggeschwindigkeitsvariationen wird in der Literatur meist eine Mindestmessfrequenz von 100 Hz für Messungen mit Ganggeschwindigkeit vorgeschlagen [90, 112, 139, 144]. Das vorgestellte Messsystem besitzt eine effektive Messfrequenz von 200 Hz und weist somit für die folgenden Untersuchungen in Ganggeschwindigkeiten eine ausreichend zeitliche Auflösung auf.

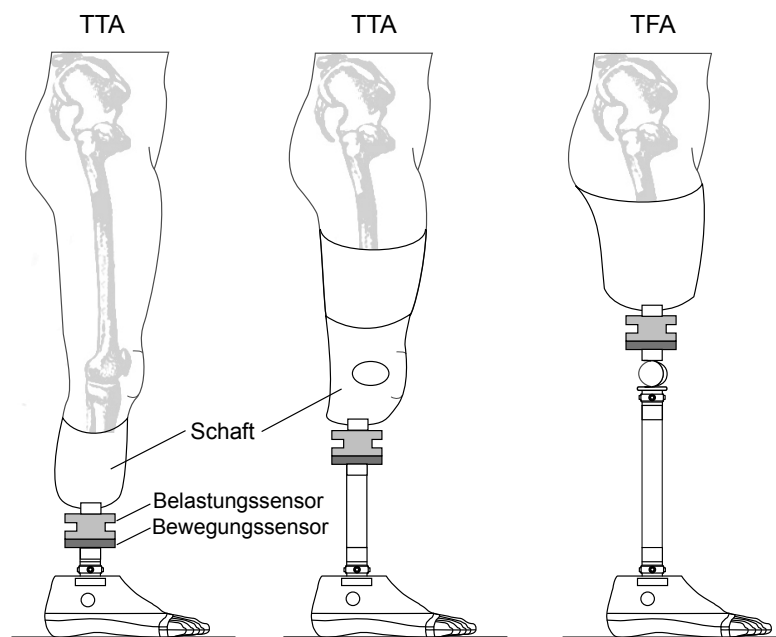


Abbildung 3.3: Mögliche Anordnungen des Messadapters in der Prothesenstruktur (erstellt von [16])

Der gesamte Messadapter (siehe Abbildung 3.2) benötigt einen Bauraum von 60 mm Höhe (pd-Richtung), 76 mm Breite (ml-Richtung) und 80 mm Tiefe (ap-Richtung). Die proximalen und distalen Flansche des Messadapters sind mit entsprechenden Gewindebohrungen versehen, sodass die Standardverbindungselemente aus der Beinprothetik angeschraubt werden können. Die

Nutzbarkeit des Messadapters kann aufgrund der Höhe unter Umständen bei Amputierten mit geringer Körpergröße und langem Beinstumpf eingeschränkt sein. Dies ist im Einzelfall unter Berücksichtigung der weiteren Prothesenkomponenten zu prüfen. Das Gewicht des Messadapters beträgt 486 g und wird nach Aussagen von Probanden (vgl. Kapitel 4) als wahrnehmbar, aber nicht störend empfunden.

Alle Mess- und Kommunikationssignale werden von dem Messadapter über ein zentrales Kabel zu dem Datenerfassungs- und Verarbeitungsgerät (National Instruments myRIO) geleitet, erfasst, verarbeitet und gespeichert. Das Kabel besteht aus einem modifizierten HDMI-Kabel (High Definition Multimedia Interface), welches paarweise verdrehte Signalleiter mit zusätzlicher metallischer Abschirmung besitzt (Screened/ Foiled Twisted-Pair-Kabel), um Übersprechen und elektromagnetische Störungen zu minimieren.

Die Energieversorgung erfolgt über einen Akkumulator (XT Power® XT-10.000) mit einer Kapazität von 10 Ah und ermöglicht einen Betrieb des Messsystems von circa 10 Stunden. Weitere Eigenschaften des Messsystems und ein tabellarischer Vergleich zu anderen Systemen ist in Abschnitt B.1 aufgeführt.

Eine dezentrale Steuerung des Messsystems und -datenübertragung zu weiteren Geräten kann mittels drahtloser Verbindung per WLAN erfolgen. Zur Bedienung des Messsystems, der Messdatenvisualisierung sowie zur Eingabe von Informationen zu dem Probanden, dem Messsystem und zur Untersuchungssituation wurde eine Software mit grafischer Benutzeroberfläche erstellt, welche in Abschnitt B.2 abgebildet ist.

3.2 Signalerfassung und -verarbeitung

In Abbildung 3.4 sind die Signalwege, ausgehend von den Sensoren in dem Messadapter hin zur Speicherung und Visualisierung, schematisch dargestellt. Die gesamte Software der Messdatenerfassung und -verarbeitung sowie die grafische Benutzeroberfläche (siehe Abschnitt B.2) und Datenvisualisierung sind in LabVIEW programmiert.

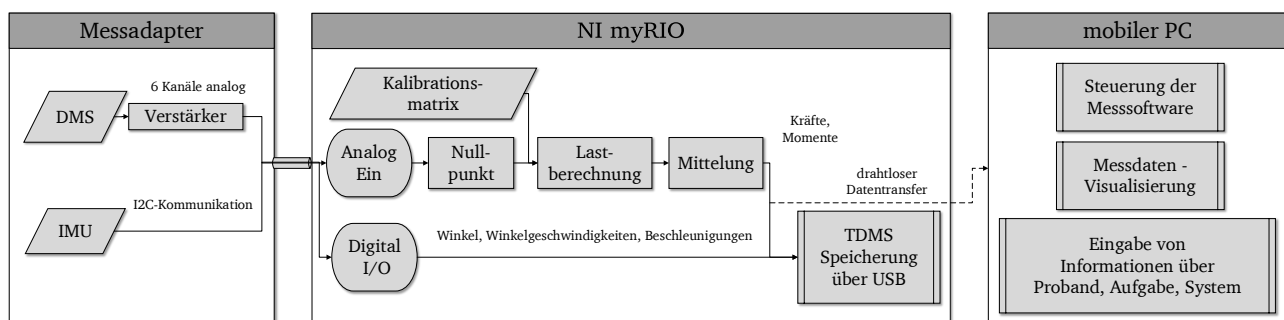


Abbildung 3.4: Schematische Übersicht des Messsystems zur Erfassung von Belastungen und Bewegungen der Beinprothese

Die Belastungserfassung im Messadapter erfolgt mittels 14 Dehnungsmessstreifen (DMS) in eine Konstruktion von Halb- und Vollbrückenschaltungen, welche auf der Mantelfläche eines Aluminiumrohres als Federkörper angebracht sind. Detaillierte Informationen zu der Platzierung

und Art der DMS kann an dieser Stelle nicht dargelegt werden, da diese vertraulich sind. Ähnliche DMS-Messsysteme werden bereits seit 1975 in der Beinprothetik erfolgreich eingesetzt [23, 140, 159, 169].

Die elektrischen Spannungen der DMS werden mittels individuell realisierter Elektronik verstärkt. Die Auslegung und Abstimmung der Instrumentenverstärkerschaltungen richtet sich nach folgenden Faktoren:

- definierte Messbereiche der jeweiligen Kanäle ($F_{ap} = F_{ml} = \pm 225 \text{ N}$, $F_{pd} = 1600 \text{ N}$, $M_{ap} = M_{ml} = \pm 94,5 \text{ N}$, $M_{pd} = \pm 45 \text{ Nm}$)
- erwartete Materialdehnungen und daraus resultierende elektrische Spannungen
- individuelle Verstärkungsfaktoren der jeweiligen Messkanäle (vierstellig für Kräfte, dreistellig für M_{pd} und zweistellig je für M_{ap} und M_{ml})
- weiterer Parameter der DMS-Messtechnik, wie zum Beispiel die Referenzspannung des Systems

Die drei individuell entwickelten Verstärkerplatinen weisen je eine Zweikanal-Verstärkerschaltung auf und sind mittels eines Kunststoffträgers an dem oberen Flansch befestigt. Sie gewährleisten eine kurze Übertragungsstrecke der unverstärkten Signale.

Die verstärkten Signale werden über analoge Eingänge des Messwertaufnahmesystems myRIO (0 - 5 V, 12 bit) mit einer Messfrequenz von 1 kHz erfasst. Vor einer Messung erfolgt eine Bestimmung des Nullpunktfehlers, da durch die Montage in die Prothese mechanische Belastungen eingebracht werden. Nach der Nullpunkt Korrektur erfolgt die Berechnung der auftretenden Belastungen mit Hilfe der Kopplungsmatrix nach Abschnitt 3.3.

Durch die Signalerfassung mit 1 kHz und einer Zielmessfrequenz von 200 Hz erlaubt die Überabtastung der Signale eine Mittelung über fünf diskrete Werte, um Einflüsse auftretender hochfrequenter Störsignale zu minimieren. Die analogen Messwerte werden synchron zu den digitalen Messwerten der IMU erfasst und gespeichert.

Die Bewegungserfassung erfolgt über eine IMU „Bosch BNO 055“, welche mittels Adapter (siehe Abbildung 3.2b) in den Pyramidenadapter (Standardverbindungselemente in der Beinprothetik) integriert ist. Diese Sensoreinheit ermöglicht eine Messung von Winkelgeschwindigkeiten ω und Beschleunigungen a in allen sechs Freiheitsgraden sowie eine Ausgabe von berechneten Winkeln ψ . Hierbei können je nach Verwendungszweck zwei Modi unterschieden werden. Modus A liefert die Rohdaten der Beschleunigungs- und Gyroskopdaten (maximal 500 Hz), Modus B liefert zusätzlich dazu die Absolutwinkel, welche direkt auf der Sensoreinheit mittels Mikrocontroller berechnet und mit maximal 100 Hz ausgegeben werden können. Die digitale Datenübertragung zum myRIO erfolgt mittels I^2C -Bus-Kommunikation.

3.3 Kalibration und Verifizierung des Messsystems

Bei auftretender Belastung wird das Aluminiumrohr inklusive der DMS elastisch verformt. Die sich daraus ergebenden Änderungen der DMS-Widerstände führen zu einer elektrischen Spannungsänderung gegenüber der angelegten Referenzspannung. Diese auftretenden Messwertänderungen der DMS-Brücken werden erfasst und nach Gleichung (3.3.5) mittels einer Kopplungsmatrix in beaufschlagte Kräfte und Drehmomente umgerechnet [35].

Die Kopplungsmatrix beinhaltet Messkanalkopplungen, welche systematische Messfehler in der Messkette darstellen. Diese Kopplungen können zum Beispiel durch eine suboptimale DMS-Ausrichtung, Inhomogenitäten im Werkstoff und den Toleranzen von mechanischen und elektrischen Bauteilen, verursacht werden [171]. Im Folgenden wird die Umrechnung der erfassten elektrischen Spannungen über eine Kopplungsmatrix zu den Belastungen erläutert.

Der Vektor der gemessenen elektrischen Spannung V (abzüglich der aufgenommenen Nullpunktspannung) stellt die beaufschlagten Belastungen B multipliziert mit einer Kopplungsmatrix K dar:

$$V = K \cdot B \quad (3.3.1)$$

Für die Betrachtung des vorgestellten Sechs-Achsen-Messensors beinhaltet diese Kopplungsmatrix $m = 6$ Zeilen und $n = 6$ Spalten der Form:

$$K = \begin{pmatrix} a_{11} & \dots & a_{1n} \\ \dots & \ddots & \dots \\ a_{m1} & \dots & a_{mn} \end{pmatrix} \quad (3.3.2)$$

Die Hauptdiagonale ($a_{1,1}, \dots, a_{6,6}$) der Matrix zeigt die Belegung durch die Messkanäle (siehe 3.3.3). Die Nebenelemente spiegeln die Kopplungseinflüsse wider. Beispielsweise zeigt das Nebenelement a_{12} die Kopplung von F_{pd} auf F_{ap} .

$$\begin{pmatrix} V_{Fap} \\ V_{Fpd} \\ V_{Fml} \\ V_{Map} \\ V_{Mpd} \\ V_{Mml} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{ap}F_{ap} & F_{pd}F_{ap} & F_{ml}F_{ap} & M_{ap}F_{ap} & M_{pd}F_{ap} & M_{ml}F_{ap} \\ F_{ap}F_{pd} & F_{pd}F_{pd} & F_{ml}F_{pd} & M_{ap}F_{pd} & M_{pd}F_{pd} & M_{ml}F_{pd} \\ F_{ap}F_{ml} & F_{pd}F_{ml} & F_{ml}F_{ml} & M_{ap}F_{ml} & M_{pd}F_{ml} & M_{ml}F_{ml} \\ F_{ap}M_{ap} & F_{pd}M_{ap} & F_{ml}M_{ap} & M_{ap}M_{ap} & M_{pd}M_{ap} & M_{ml}M_{ap} \\ F_{ap}M_{pd} & F_{pd}M_{pd} & F_{ml}M_{pd} & M_{ap}M_{pd} & M_{pd}M_{pd} & M_{ml}M_{pd} \\ F_{ap}M_{ml} & F_{pd}M_{ml} & F_{ml}M_{ml} & M_{ap}M_{ml} & M_{pd}M_{ml} & M_{ml}M_{ml} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} F_{ap} \\ F_{pd} \\ F_{ml} \\ M_{ap} \\ M_{pd} \\ M_{ml} \end{pmatrix} \quad (3.3.3)$$

Die Bestimmung der Kopplungsmatrix wird im Folgenden anhand des Messkanals F_{ap} (erste Spalte der Kopplungsmatrix) exemplarisch erläutert. Für die anderen Messkanäle werden die Matrixelemente auf die gleiche Weise ermittelt.

Zur Berechnung der Kopplungsmatrix werden Kalibrationsmessungen durchgeführt. Hierbei werden definierte uni-axiale Lasten stufenförmig auf den Messadapter aufgebracht und die Spannungsänderungen aller sechs Kanäle gemessen. Dies wird für jeden Messkanal der drei translatorischen und rotatorischen Richtungen durchgeführt.

Die Abbildung 3.5 oben zeigt beispielhaft eine treppenförmige Belastung der Kalibrationsmessung für F_{ap} . Die Messwerte jedes Treppenplateaus werden gemittelt (siehe Abbildung 3.5 unten), um den Einfluss hochfrequenter Störungen zu verringern. Eine weitere Mittelung zweier gleicher Belastungsplateaus, bei ansteigender und absteigender Last, bildet jeweils einen Datenpunkt als Referenzplateau, um Hysteresefehler zu bestimmen und in der Kennlinie zu bereinigen.

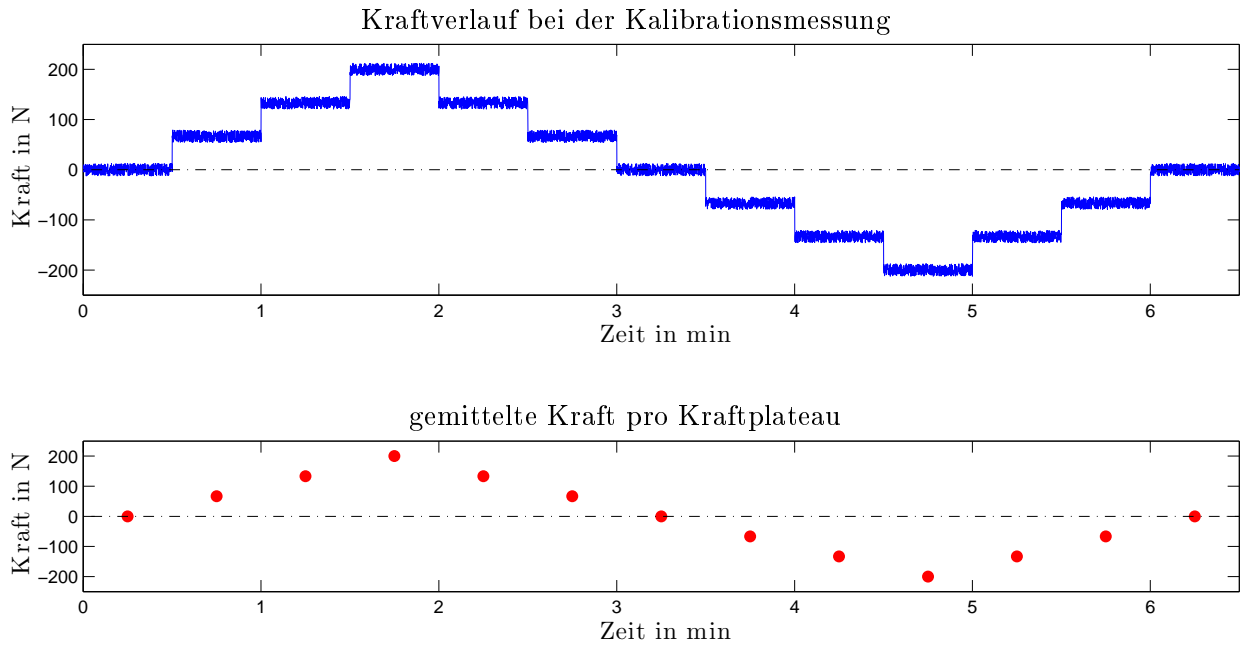


Abbildung 3.5: Beispielhafte Darstellung für erfasste und gemittelte elektrische Spannungswerte (rot) bei stufenförmiger uni-axialer Belastung (blau) während den Kalibrationsmessungen

Abbildung 3.6 zeigt erfasste Messwerte bei uni-axialer Belastung in F_{ap} -Richtung (F_{kalib}). Es ist deutlich zu erkennen, dass auch die nicht-belastete Messkanäle F_{pd} , F_{ml} , M_{ap} , M_{pd} , M_{ml} signifikante Spannungsänderungen (Kopplung) zeigen. Die Abbildung stellt die Kopplungen als prozentuale Anteile der gemessenen Spannungen auf 100 % normierte gemessene elektrische Spannung des uni-axial belasteten Messkörpers dar. Es resultiert eine Kopplung von M_{ml} mit circa 4,8 % und F_{ml} mit 1 % bei maximal Prüfbelastung von F_{ap} .

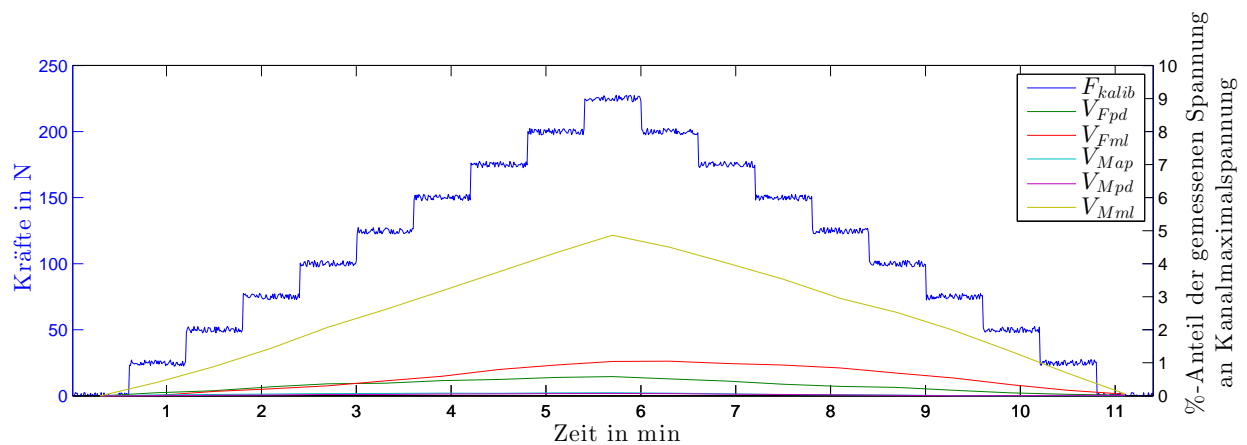


Abbildung 3.6: Gemessene elektrischen Spannungen als Kopplungen (interpoliert) der Nebkanäle F_{pd} , F_{ml} , M_{ap} , M_{pd} , M_{ml} bei treppenförmigen uni-axialen Belastungen von F_{ap} (blau)

Über die gemessenen elektrischen Spannungen der sechs Messkanäle und den bekannten Prüfbelastungen wird mittels des Verfahrens der kleinsten Fehlerquadrate [125] jedes Element (a_{11}, \dots, a_{61}) der ersten Spalte der Kopplungsmatrix berechnet. Durch Kalibrationsmessungen der weiteren Messkanäle werden deren Kopplungen (vgl. Abbildung 3.6) erfasst und über die Matrixelemente über die lineare Regression bestimmt. Nach Durchführung aller Messungen und Berechnungen lautet die Kopplungsmatrix für das vorgestellte System:

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} \mathbf{0,39} & 0,00 & 0,00 & 0,21 & 0,00 & 0,90 \\ 0,00 & \mathbf{0,10} & 0,00 & 0,00 & -0,03 & -0,16 \\ 0,00 & 0,00 & \mathbf{0,39} & -0,88 & 0,10 & -0,12 \\ 0,00 & 0,00 & -0,10 & \mathbf{22,97} & -0,50 & 0,00 \\ -0,01 & 0,00 & 0,00 & -0,81 & \mathbf{70,40} & -0,51 \\ 0,1 & 0,00 & -0,01 & 0,00 & -0,04 & \mathbf{5,41} \end{pmatrix} \quad (3.3.4)$$

Gütekriterium der Kopplungsmatrix \mathbf{K} und somit des Messsystems ist die Korrelation zwischen dem jeweils belasteten Messkanal zu dem gemessenen Spannungswert. Eine hohe Güte besitzt das System, wenn die Elemente der Hauptdiagonalen hohe Elementwerte und die Nebenelemente niedrige Elementwerte aufweisen. Die Kalibrationsmatrix nach Gleichung (3.3.4) zeigt signifikant höhere Werte der Drehmoment-Hauptelemente a_{44} und a_{55} , welche maßgeblich durch den Verstärkungsfaktor dieser Kanäle (vgl. Abschnitt 3.2) begründet sind. Für eine Berechnung der gesuchten Belastung wird Gleichung (3.3.1) entsprechend umgestellt:

$$F = \mathbf{K}^{-1} \cdot V \quad (3.3.5)$$

Nach Berechnung der Belastungen mittels der inversen Kopplungsmatrix zeigt Abbildung 3.7 eine Reduktion der resultierenden, berechneten und gekoppelten Belastungen, bezogen auf die aufgebrachte uni-axiale Maximalbelastung. Die zuvor erfasste Kopplung von M_{ml} zu F_{ap} kann somit von circa 4,8 % auf circa 0,6 % bei maximaler Belastung reduziert werden. Alle weiteren Messkanäle zeigen eine Kopplung von unter 0,5 % Kopplung zu der uni-axialen Belastung von F_{ap} .

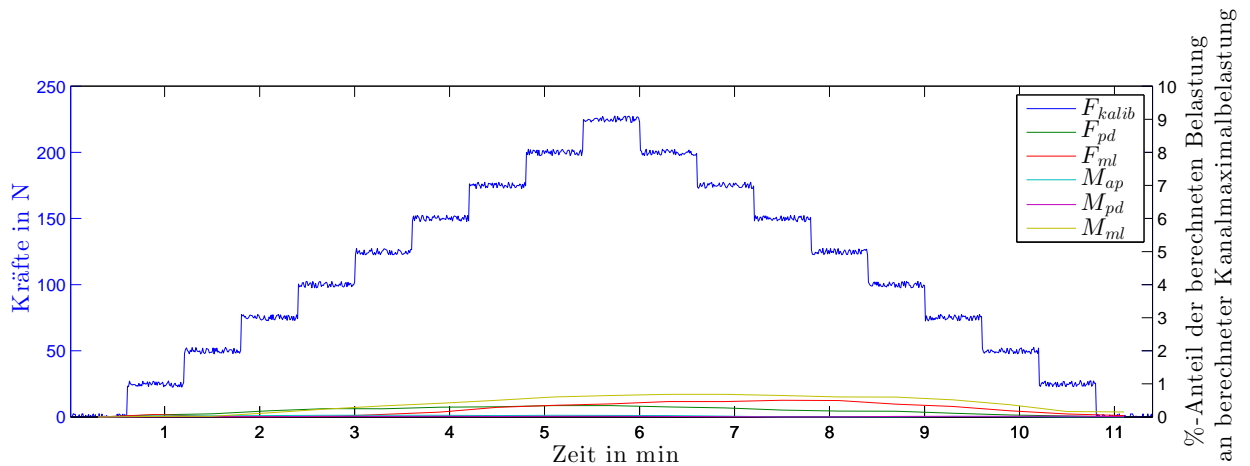


Abbildung 3.7: Berechnete Belastungen als Kopplungen (interpoliert) der Nebenkanäle F_{pd} , F_{ml} , M_{ap} , M_{pd} , M_{ml} bei treppenförmiger uni-axialen Belastungen von F_{ap} (blau) nach erfolgter Kalibrierung und Korrektur mittels invertierter Kopplungsmatrix

Die Kopplungen werden auch nach der Kalibrierung erhalten bleiben und stellen einen systematischen Fehler dar. Zur Quantifizierung der Fehler durch die Kopplungen wird für jeden Messkanal der RMSE-Wert (Root Mean Square Error) berechnet.

Die in Tabelle 3.1 abgebildeten RMSE-Werte zeigen eine hinreichende Genauigkeit und Güte für den Messbereich und erlauben die Verwendung als Messmittel für die in Kapitel 4 durchgeführten Messungen. Ein Vergleich des hier vorgestellten Systems zu ähnlichen Messsystemen ist in Abschnitt B.1 gegeben.

Tabelle 3.1: Übersicht der Messkanaleigenschaften zur Belastungserfassung [178]

Messkanal	Messbereich	Auflösung	Verhältnis von Signalrauschen zu Messbereich	RMSE (bezogen auf den Messbereich)
F_{ap}	± 225 N	1 N	0,0042	1,87
F_{ml}	± 225 N	1 N	0,0045	0,45
F_{pd}	1600 N	3 N	0,0027	1,55
M_{ap}	$\pm 94,5$ Nm	0,2 Nm	0,0014	0,59
M_{ml}	$\pm 94,5$ Nm	0,2 Nm	0,0015	2,06
M_{pd}	± 45 Nm	0,753 Nm	0,0015	0,41

3.4 Prüfung der Handhabbarkeit des Messsystems und Auswahl relevanter Bewegungssituationen

Nach erfolgreicher Kalibrierung des Systems wird anschließend eine Validierung mittels eines Probandenversuchs vorgestellt. Hierbei wird das Messsystem hinsichtlich seiner Eignung als mobiles und in die Prothesenstruktur integrierbares System überprüft. Weiterhin werden für die Probandenstudie (siehe Kapitel 4) geeignete Bewegungssituationen und Messparameter ermittelt.

Als herausfordernde dynamische Bewegungssituationen für Amputierte führt Zahedi [231] neben Geschwindigkeitswechsel und Start-Stop-Bewegungen besonders die Überwindung von Bodenunebenheiten, Treppen und Rampen sowie Richtungswechsel auf. Zur Erfassung und Bewertung von Belastung und Bewegung eines Amputierten gibt es eine Vielzahl an standardisierten Bewegungs- und Mobilitätstests. Eine Analyse von 13 typischen Tests zeigt stellvertretende Bewegungssituationen [177], welche zusammengefasst in Abbildung 3.8 dargestellt sind. Diese Stellvertretersituationen wurden, außer den Bewegungssituationen in den weißen Feldern, in dem Vorversuch mit einem Oberschenkelamputierten Probanden durchgeführt und hinsichtlich der Belastungen und Durchführbarkeit analysiert. Der Proband absolvierte die Bewegungssituationen in drei selbstgewählten Geschwindigkeiten (langsam, mittel und schnell). In dieser Voruntersuchung wurden zwei verschiedene Prothesenfüße verwendet, um deren Eigenschaften zu vergleichen.

statische Situationen	gerade Bewegungssituationen	Richtungswechselsituationen	kontinuierlich im Kreis gehen	gerade Bewegungssituationen
Sitzen	Treppen/ Rampen auf/ absteigen	45°-Drehung	0,5m Radius	Aufstehen und Hinsetzen
Stehen	gerades Gehen	90°-Drehung	1m Radius	Seitschritt
	Rennen	180°-Drehung		Rückwärtsschritt
		360°-Drehung		Hindernisse umgehen/ übersteigen/ aufheben
		Slalom		
		eine „Acht“ gehen		

Abbildung 3.8: Übersicht potentieller und ausgewählter Bewegungssituationen (heller) für die Probandenstudie

Abbildung 3.9 zeigt den Messaufbau mit der verwendeten Knieprothese Endolite „Orion“ und dem Messsystem. Die beiden untersuchten Prothesenfüße „Echelon“ und „EchelonVT“ der Firma Endolite [45] sind in Abbildung 3.10 dargestellt. Der Prothesenfuß Echelon stellt einen typischen Vertreter von Prothesenfüßen mit hydraulischem Knöchelgelenk dar (vgl. Abschnitt 2.3.1). Er ist mit einer Carbonfeder und geteiltem Vorfuß ausgestattet. Dieser Prothesenfuß wurde zum Zeitpunkt der Messdurchführung täglich von dem Probanden getragen und stellt für ihn eine gewohnte Situation da. Der Endolite EchelonVT besitzt zusätzlich zu dem Endolite Echelon eine integrierte Einheit, welche laut Hersteller zur Dämpfung von Axial- und Torsionsbelastungen dient (vgl. Abschnitt 2.3.2) [45].



Abbildung 3.9: Proband #1 mit integriertem Messadapter in der Beinprothese [176]

Die hier fokussierte Fragestellung der Arbeit bezüglich der auftretenden Belastungen am Stumpf in dynamischen Gangsituationen und dem Einfluss einer transversalen Torsionssteifigkeit treten nach [184, 185] besonders bei Gangrichtungswechsel signifikant hohe transversale Torsionsdrehmomente (TTM) auf. Die Analyse dieser Vorstudie zeigt ebenfalls eine gute Eignungen der Richtungswechselsituationen im Hinblick auf die Signifikanz der Belastung am Stumpf.

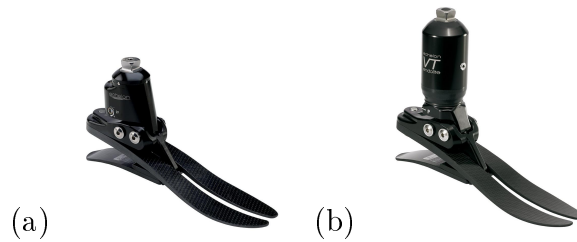


Abbildung 3.10: Prothesenfüße des Vorversuchs: Echelon (a) und EchelonVT (b) der Firma Endolite [45]

Wie bereits in Abschnitt 2.2.2 dargestellt betragen circa 50 % aller Gangsituationen Richtungsänderungen von 76° - 120° , 28,5 % Richtungsänderungen von 30° - 75° und 13 % Richtungsänderungen von 166° - 210° . Um diese Winkelbereiche zu approximieren, können Richtungsänderungen von 90° herangezogen werden. Zur Untersuchung der geringen Richtungsänderungen unter 75° wird ein kontinuierliches im Kreis gehen mit einem Kreisradius von 1 m verwendet. Dies stellt laut [38, 186, 124] einen typischen Drehradius täglicher Aktivitäten dar und wurde bereits in vergleichbaren Studien verwendet [57, 148, 184, 185, 186, 215]. Gleichzeitig wird dadurch eine Richtungsänderung ohne Verzögerungsvorgänge untersucht.

Als Ergänzung zwischen dem abrupten Drehen von 90° und dem Kreisradius von 1 m wird zusätzlich das kontinuierliche im Kreis gehen mit einem Kreisradius von 0,5 m untersucht, um starke Richtungsänderungen abzubilden. Zur Erfassung der maximalen Verdrehung und TTM werden 180° -Drehungen durchgeführt, wie es auch in Mobilitätstests [42, 156] zur Anwendung kommt.

Durch diese Auswahl an Bewegungssituationen, gelb markiert in Abbildung 3.8, werden 91 % aller Situationen mit Gangrichtungswechsel abgedeckt. Mit dem geraden Gehen als Referenzdaten werden folglich 96,4 % der täglichen Bewegungssituationen untersucht. Während der Vorstudie zeigten diese Bewegungssituationen eine gute praktische und reproduzierbare Durchführbarkeit. Wie in Abschnitt 4.2.2 vorgestellt hat die Ganggeschwindigkeit einen bedeutenden Einfluss auf den Gang des Probanden und dementsprechend auf das Bewegungs- und Belastungsausmaß in der Beinprothese. Aufgrund dessen wird für jede der ausgewählten Bewegungsaufgaben die Ganggeschwindigkeit des Probanden variiert. Zunächst absolviert der Proband die Bewegungssituationen in einer selbstgewählten komfortablen Ganggeschwindigkeit. Anschließend werden die gleichen Situationen mit selbstgewählten schnellen und langsamen Geschwindigkeiten durchgeführt. Aus diesen Geschwindigkeiten lassen sich Interpretationen bezüglich Gangsymmetrie, Stabilität und Komfort ableiten.

Ein weiteres Ergebnis der Vorstudie bezüglich der Reduktion der TTM durch RA resultiert aus einer Gegenüberstellung der Prothesenfüße unter Variation der rotativen Steifigkeitselemente. Es wurde das vom Hersteller für das Probandengewicht empfohlene elastische Element (mittlere Steifigkeit) und die elastischen Elemente mit der geringsten und höchsten Steifigkeit verwendet. Aufgrund technischer Fehler kann lediglich ein Teil der Daten analysiert werden, jedoch bestätigen die Analysen der Videoaufnahmen und die subjektiven Eindrücke des Probanden die Hypothese, dass eine an die Gangsituation angepasste Torsionssteifigkeit den Komfort steigert. Bei einer zu weichen Torsionssteifigkeiten führt der Proband ein negatives Systemverhalten an, wodurch er für einen stabilen und kontrollierten Gang mehr Energieaufwand benötige. Bei einer zu harten Einstellung berichtete der Proband über stärkere Beanspruchung der Rumpf- und Beckenmuskulatur sowie eine erhöhte Stumpfbelastung.



4 Untersuchung des Einflusses der transversalen Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels auf die Belastung des Stumpfes sowie Identifikation relevanter Messgrößen zur Gangerkennung

Im Folgenden wird eine Probandenstudie vorgestellt, welche unterschiedliche transversale Torsionssteifigkeiten und Fußwinkel bei verschiedenen Geschwindigkeiten für dynamische Gangsituationen untersucht.

Wie bereits aus Studien hervorgeht (vgl. Abschnitt 2.3.2), kann ein passiver Rotationsadapter (RA) eine Reduktion der Torsionsbelastungen am Stumpf bewirken. Eine gleichbleibende Torsionssteifigkeit (TTS) der passiven Elemente wird für das Nutzerkörpergewicht fest eingestellt. Diese gleichbleibende Systemeigenschaft kann lediglich einen Teil der täglichen Gangsituationen und Ganggeschwindigkeiten von Amputierten abdecken [72, 74, 146, 153, 154, 184]. Segal et al. [184, 185, 186] untersuchten gerades Gehen und im Kreis gehen mit 1 m Radius unter Einsatz eines passiven RAs. Eine Reduktion der TTM an Knie und Hüfte auf der Prothesenseite beim im Kreis gehen konnte nachgewiesen werden, wenn die Prothese im Kurveninneren war. Befand sich die Prothese auf der Außenseite, konnte ein leichter Trend zu einer Stabilitätserhöhung festgestellt werden. Bei geradem Gehen konnte kein signifikanter Effekt des RAs nachgewiesen werden.

Bisherige Studien wurden lediglich mit einer festen TTS-Einstellung im Rotationsadapter bei einer konstanten selbstgewählten Ganggeschwindigkeit durchgeführt. In dieser Studie hingegen werden verschiedene TTS-Einstellungen in ausgewählten Bewegungssituationen und variierten Ganggeschwindigkeiten untersucht, um eine eventuell mögliche erforderliche Anpassung der TTS für einen belastungsarmen und komfortablen Gang aufzuzeigen (Fragestellung A).

Eine Veränderung des Prothesenaufbaus beeinflusst die Entstehung von Stumpfbelastungen maßgeblich [56, 223]. Während Nichtamputierte einen nicht optimalen Fußwinkel während der Standphase durch die in Abschnitt 2.2.3 vorgestellten Mechanismen ausgleichen können [7], ist dies für Amputierte durch das amputierte Bein nicht möglich. Aufgrund dessen wird neben des Einflusses der TTS auch eine Variation des transversalen Fußwinkels (TFWs) untersucht. Hierzu wird als Fragestellung B der Einfluss des transversalen Fußwinkels auf die Belastungen in der Prothese analysiert.

Ein potenzielles System zur Belastungsreduktion durch adaptives Systemverhalten benötigt zur Regelung Informationen über die aktuelle Gangsituation. Deshalb werden in der Fragestellung C alle erfassten Messwerte auf potenzielle Indikatoren zur Detektion der Gangphase und Gangrichtung analysiert.

Die Fragestellungen dieses Kapitels zur Untersuchung der TTS lauten zusammengefasst:

- A: Welche transversale Torsionssteifigkeit ermöglicht, je nach Bewegungssituation und -geschwindigkeit, eine Belastungsreduktion am Stumpf und folglich eine Steigerung des Nutzerkomforts?

-
- B: Kann eine geregelte Veränderung des transversalen Fußwinkels (internale/ externale Rotation) eine Belastungsreduktion erreichen?
 - C: Welche Messwerte bieten Potenzial als Indikatoren für eine Gangphasen- und Gangrichtungsdetektion?

Zur Beurteilung der Messwerte werden grundlegende Kennwerte der Ganganalyse und Einflussfaktoren auf den Gang von Amputierten dargelegt. In eigenen Vorversuchen (Abschnitt 3.4) wurden diese auf deren Eignung überprüft und relevante Bewegungssituationen definiert. Die anschließend in Abschnitt 4.1 vorgestellte Probandenstudie wird mit zwei unilateral transtibial Amputierten unter Variation der oben genannten Parameter durchgeführt. Die Erfassung der Belastungen und Bewegungen in der Prothese erfolgt mittels des in Kapitel 3 erläuterten Messsystems. Dieses wird um eine zusätzliche Messsensorik zur Erfassung der Relativbewegung des Rotationsadapters erweitert. Parallel zur Messwernerfassung durch das Messsystem werden alle Bewegungssituationen von zwei Videokameras erfasst. Die Analyse der Mess- und Videodaten, sowie die systematische Auswertung der erhobenen subjektiven Nutzerrückmeldungen, wird in Abschnitt 4.4 vorgestellt. Die gewonnenen Erkenntnisse werden in Bezug auf die Forschungsfragen in Abschnitt 4.5 zusammengefasst.

Ziel ist zum einen, eine Datenbasis für die Grundlagenforschung bezüglich Richtungswechselbewegungen zu schaffen, zum anderen, das Potenzial einer neuen Technologie mit variabler Torsionssteifigkeit und aktiver Fußwinkelverstellung zur Belastungsreduktion zu ermitteln. Hierzu sind die Anforderungen und eine geeignete Parameterwahl an eine adaptive Beinprothesenkomponente zu eruieren. Basierend auf den Ergebnissen der hier vorgestellten Untersuchungen wird die transversale TTS und der TFW für ein adaptives System in Abhängigkeit von der Gangsituation und -geschwindigkeit in einer Setup-Matrix definiert.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen mit Menschen wurden nach Begutachtung der Ethikkommission der Technischen Universität Darmstadt und unter Beachtung der ethischen Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen des Weltärztebunds - Deklaration von Helsinki- [44] durchgeführt. Alle Probanden wurden ausführlich aufgeklärt, haben eine Probandeninformation und Einwilligungserklärung zum Forschungsvorhaben und Datenschutz unterschrieben und stimmen der Veröffentlichung von Untersuchungsergebnissen zu.

4.1 Studiendesign

Im Folgenden werden der Versuchsaufbau sowie die Rahmenbedingungen der Probandenstudie erläutert. Hierbei erfolgt zuerst eine Beschreibung der Probanden und der verwendeten Prothesenkomponenten, bevor die untersuchten Varianten und deren Kombinationsparameter erklärt werden.

Zur Vergleichbarkeit der Untersuchungsergebnisse werden Probanden mit ähnlichen körperlichen Eigenschaften, wie zum Beispiel Körpergröße, Amputationsart und Stumpflänge, für die Versuche herangezogen. Die allgemeinen Einschlusskriterien der zwei Probanden sind in Abschnitt C.1 ersichtlich. Eine Übersicht der Probandendaten ist in Abschnitt C.2 aufgelistet. Beide Probanden sind in Abbildung 4.1 links oben und unten abgebildet. Abbildung 4.1 rechts zeigt den typischen Prothesenaufbau bei den Messungen. Während der Studie tragen die Probanden ihren individuellen Prothesenschaft und den Prothesenfuß Esprit der Firma Endolite (vgl. Abschnitt 2.3.1).

Zusätzlich integriert wird das bereits vorgestellte Messsystem zur Erfassung der Belastung und Bewegung in sechs Raumachsen (vgl. Kapitel 3) sowie einen zusätzliche Winkelsensor zur Erfassung der Relativbewegung am RA. Dieser Relativwinkel $\Delta\varphi$ zwischen Fuß und Schaft (um die pd-Achse) wird mit einer Messgenauigkeit von $0,1^\circ$ (Herstellerangabe) erfasst. Die korrekte Ausrichtung und Variation des Prothesenaufbaus wird durch einen qualifizierten Prothesentechniker sichergestellt.

Zur Variation des Fußwinkels wird von einer optimal ausgerichteten Prothese (neutral) ausgegangen und der transversale Fußwinkel um -6° (internal) und $+6^\circ$ (external) verstellt. Die Variation der transversalen Torsionssteifigkeit (TTS) erfolgt mittels eines RA der Firma Otto Bock (Modell 4R40) mit den drei Einstellungen 1 (weich), 5 (mittel) und 11 (hart), welche in Abbildung 4.2 dargestellt ist.

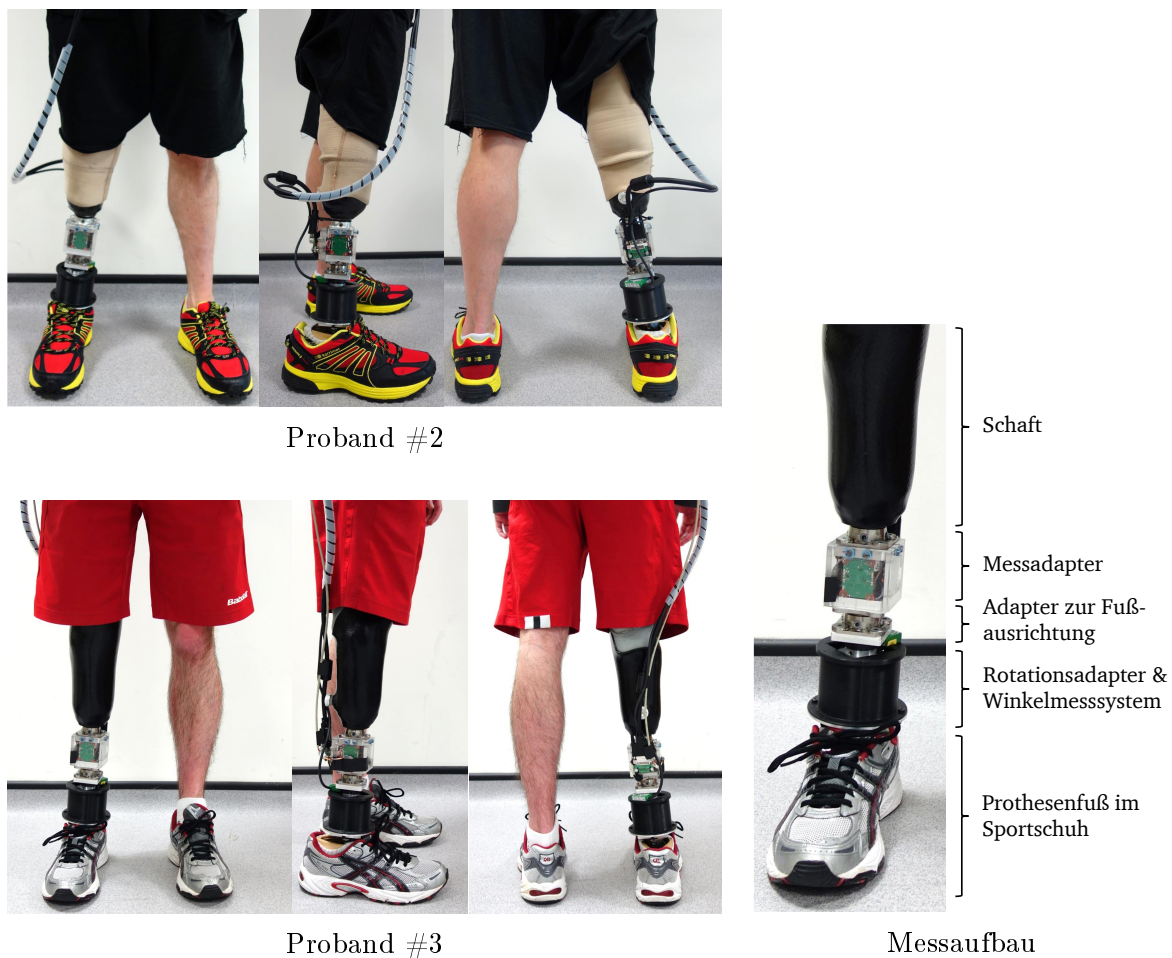


Abbildung 4.1: Probanden der Studie zum Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels mit integrierter Messtechnik sowie passivem Rotationsadapter (links) und verwendeter Messaufbau (rechts)

Die Durchführung der einzelnen Messabläufe folgt einem Versuchsablaufplan, welcher in Abschnitt C.3 dargestellt ist. Hierbei durchlaufen die Probanden iterativ einen definierten Zyklus, bei dem die Varianten des Versuchsaufbaus verändert werden. Die Varianten ergeben sich, wie

in Abbildung 4.3 dargestellt, aus Kombination von je drei Geschwindigkeiten (langsam, selbstgewählte Komfortgeschwindigkeit und schnell), Fußwinkel und Torsionssteifigkeit sowie den ausgewählten neun Bewegungssituationen (vgl. Abschnitt 3.4). Nach Beenden jeder Variante wird der Proband nach seinem subjektiven Empfinden befragt.

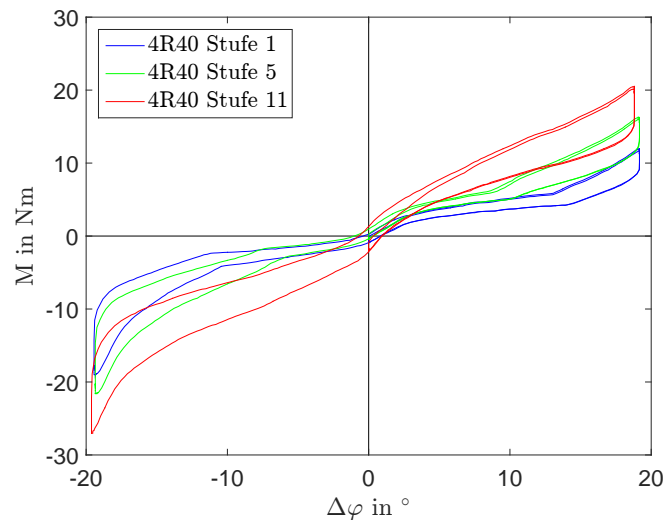


Abbildung 4.2: Gemessenes Steifigkeitsverhalten des passiven Rotationsadapters Otto Bock 4R40 in den Einstellungen 1, 5 und 11

Die Durchführung der einzelnen Messabläufe folgt einem Versuchsablaufplan, welcher in Abschnitt C.3 dargestellt ist. Hierbei durchlaufen die Probanden iterativ einen definierten Zyklus, bei dem die Varianten des Versuchsaufbaus verändert werden. Die Varianten ergeben sich, wie in Abbildung 4.3 dargestellt, aus Kombination von je drei Geschwindigkeiten (langsam, selbstgewählte Komfortgeschwindigkeit und schnell), Fußwinkel und Torsionssteifigkeit sowie den ausgewählten neun Bewegungssituationen (vgl. Abschnitt 3.4). Nach Beenden jeder Variante wird der Proband nach seinem subjektiven Empfinden befragt.

Durch die Kombination der Variationsparameter sind 243 Varianten möglich. Aufgrund der Vielzahl an Varianten und den definierten Fragestellungen wurden Varianten gezielt ausgewählt und auf beide Probanden aufgeteilt. Der Fokus bei Proband #2 liegt auf der Variation des TFWs bei hoher und mittlerer TTS. Proband #3 absolvierte hingegen Varianten, bei denen die TTS und die Geschwindigkeit über alle Kombinationen variiert wird. Eine Übersicht über die erhobenen 77 Varianten ist in Abschnitt C.4 aufgelistet.

Für eine repräsentative Schrittzahl wurde jede der ausgewählten Varianten zehn mal hintereinander absolviert. Gangrichtungswechselsituationen wurden in zwei entgegengesetzte Richtungen durchgeführt. Beim kontinuierlichen im Kreis gehen wurden ebenfalls beide Richtungen untersucht. Hierbei steht cw für clockwise (im Uhrzeigersinn, rechtes Bein ist das kurveninnere Bein) und ccw für counter-clockwise (gegen den Uhrzeigersinn, rechtes Bein ist das kurvenäußere Bein). Für die Probandenmessungen stand ein geschlossener Raum mit konstanten Umgebungsbedingungen (ebener, rutschhemmender Boden, circa 20°C Raumtemperatur) bei der Firma Blatchford Ltd., UK, zur Verfügung. Die Probandenakquise und Bereitstellung eines Prothesentechnikers

fand ebenfalls durch den Prothesenhersteller Blatchford Ltd. statt. Die Rückmeldungen der englischsprachigen Probanden werden originalgetreu in Englisch aufgeführt (siehe Abschnitt C.7).

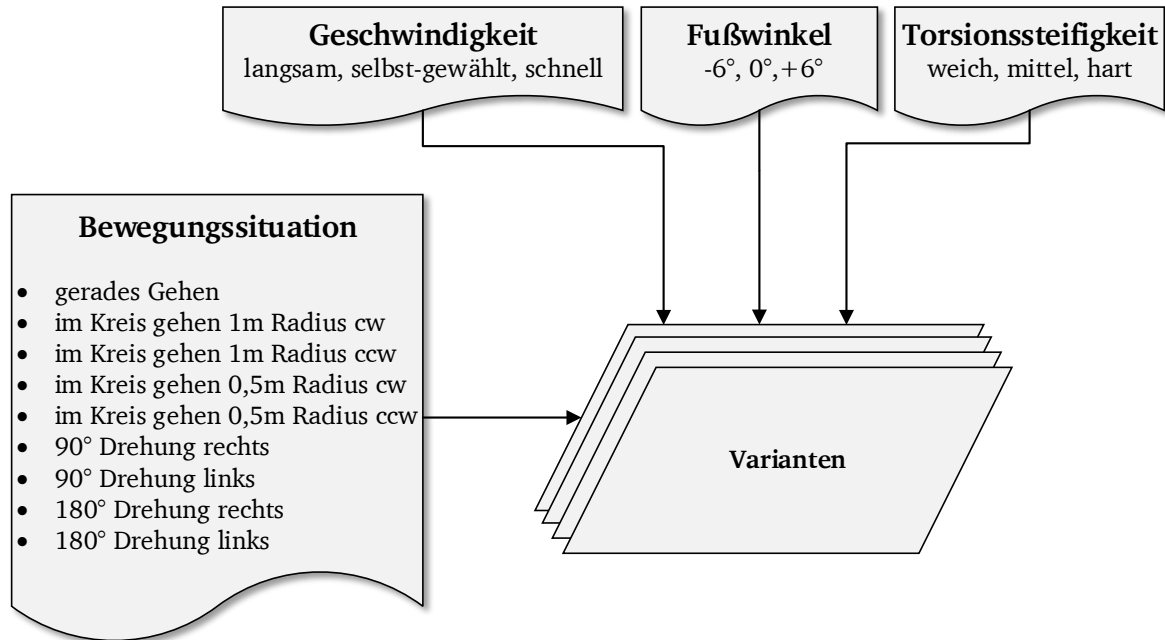


Abbildung 4.3: Variationsparameter der Probandenstudie

Abbildung 4.4 zeigt die zusammengefassten Bestandteile der Probandenstudie und den Ablauf der Datenanalyse. Bei den Probandenversuchen werden als untersuchte Messgrößen die lokalen Kräfte F_{ap} , F_{pd} , F_{ml} und Drehmomente M_{ap} , M_{pd} , M_{ml} durch das Messsystem erfasst. Weiterhin werden die Winkel des Unterschenkels ψ_{ap} , ψ_{pd} , ψ_{ml} (berechnet in der IMU), Winkelgeschwindigkeiten ω_{ap} , ω_{pd} , ω_{ml} um die Achsen des lokalen Koordinatensystems (vgl. Abschnitt 2.1) und die translatorischen Beschleunigungen a_{ap} , a_{pd} , a_{ml} in Richtung der Achsen gemessen. Mittels der Zusatzsensorik wird der Relativwinkel $\Delta\varphi$ (pd-Achse) zwischen Prothesenfuß und -knie (Freiheitsgrad des Rotationsadapter) gemessen und dessen Relativwinkelgeschwindigkeit $\Delta\dot{\varphi}$ und -beschleunigung $\Delta\ddot{\varphi}$ berechnet. Nach den Versuchen erfolgt eine Datenaufbereitung und Berechnung der zu bewertenden Kenngrößen. Die Analyse erfolgt auf Basis der aufbereiteten Messdaten, Kenngrößen sowie den erfassten Nutzerrückmeldungen durch Vergleich von Varianten hinsichtlich der Fragestellungen. Es resultiert eine individuelle Setup-Matrix für jeden Probanden, welche bevorzugte und empfohlene Einstellungen für die transversale Torsionssteifigkeit und den Fußwinkel in Abhängigkeit der Varianten beinhaltet. Eine globale Basis-Setup-Matrix fasst die individuellen Setup-Matrizen zusammen und stellt die Grundlage für künftige klinische Versuche dar.

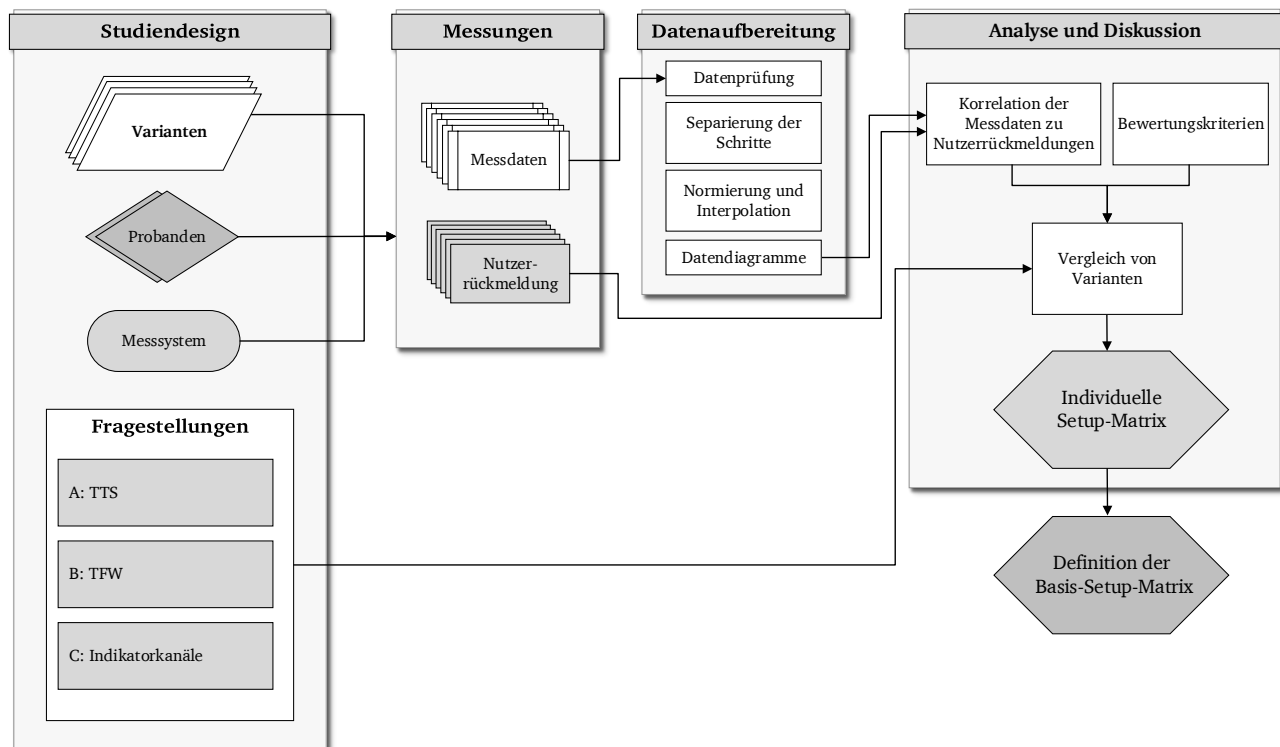


Abbildung 4.4: Bestandteile und Ablauf der Probandenstudie sowie der Datenanalyse

4.2 Einflussgrößen und Bewertungskriterien

Zur objektiven Bewertung werden in der Ganganalyse eine Vielzahl von Analyse- und Bewertungskriterien verwendet. Mittels speziell entwickelter Tests können Kennzahlen für beispielsweise Gehleistung, Mobilität, Stabilität, Balance und Gangsymmetrie erhoben werden [177]. Neben diesen standardisierten Testverfahren stellt eine instrumentierte Ganganalyse eine Methode dar, in der Kinematik und Kinetik der Körpersegmente, Bodenreaktionskräfte und Grundparameter erfasst und analysiert werden können (vgl. Abschnitt 2.4).

Zur Analyse und Beurteilung von Probandenmessungen sind typische charakteristische Kennwerte und die Kenntnis von Einflussfaktoren auf den Gang notwendig. Im Folgenden werden diese Grundlagen auszugsweise für die Analyse der Probandenstudie vorgestellt. Des Weiteren werden die Bewertungskriterien für die zu untersuchenden Fragestellungen erläutert.

4.2.1 Kennwerte in der Ganganalyse

Die Bewertung eines Ganges kann je nach Mess- und Analysemethode quantitativ oder qualitativ erfolgen. Sagawa et al. [166] unterscheiden hierbei die Kennwerte zur Gangbewertung nach biomechanischen, physiologischen und sonstigen Parametern. Zu den biomechanischen Parametern zählen räumliche und zeitliche Kennwerte (unter anderem Geschwindigkeit, Schrittlänge, Dauer von Gangphasen), Gelenkwinkel, -drehmomente, -leistungen sowie Körperschwerpunktverlagerungen und Bodenreaktionskräfte. Zu den physiologischen Parameter zählen kardiologische,

respiratorische und muskelintensitäts Kennwerte. Unter die sonstigen Parameter fallen besonders psychologische Parameter, wie zum Beispiel Komfort, Zufriedenheit und Angst vor dem Fallen. Zur Beurteilung der biomechanischen Parameter nutzen Frossard et al. [65] sogenannte „Performance Indicator (PI)“, welche die Leistungsfähigkeit des Probanden bezüglich des Gehens widerspiegeln. Diese Kennwerte können einen Rehabilitationsverlauf erfassen und dokumentieren, aber auch für Entwicklung und Bewertung von Prothesenkomponenten dienen. Die von Frossard et al. definierten PI gliedern sich in folgende Gruppen:

Tabelle 4.1: Leistungs Indikatoren nach [65]

PI 1	Grundlegende Beschreibung der Belastungen
PI 2	Belastungsverteilung
PI 3	Belastungsimpulse (Höhe und Dauer)
PI 4	Kadenz
PI 5	Gangzyklusdauer
PI 6	Gangphasendauer (Stand- und Schwungzeitdauer)

Im Rahmen dieser Untersuchung werden die PI 1, PI 3 und PI 6 verwendet und analysiert. Eine Übersicht einzelner Kennwerte der verwendeten PIs und deren durchschnittliche Werte werden in Abschnitt C.5 aufgelistet. Diese dienen in der Analyse (Abschnitt 4.4) als Vergleichswerte.

4.2.2 Einflussfaktoren auf den Gang von Amputierten

Es besteht eine Vielzahl an Einflussfaktoren auf den Gang eines Amputierten. Diese können sich unter anderem in einer Variation der Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Schrittlänge, Standphasenzeit, Gangsymmetrie, metabolischem Energieverbrauch sowie den Stumpfbelastungen und folglich der Prothesennutzung auswirken. In Abbildung 4.5 werden Einflussfaktoren aus [79, 144, 161, 219, 221] zusammengefasst und klassifiziert.

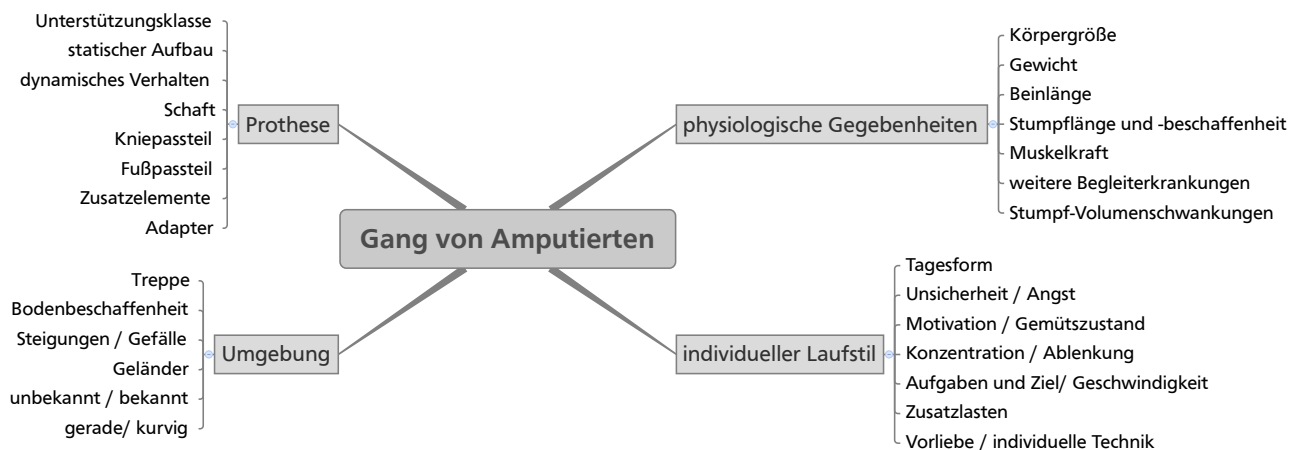


Abbildung 4.5: Einflüsse auf den Gang von Amputierten

4.2.3 Bewertungskriterien

Die Bewertungskriterien ergeben sich aus den erläuterten biomechanischen Kennwerten der Ganganalyse. Ergänzend werden die Probandenrückmeldungen zu Fragen hinsichtlich des Sicherheits- und Belastungsempfindens sowie des Komforts zu den jeweiligen untersuchten Varianten ausgewertet.

Aufgrund gegebenenfalls nicht aus den Messdaten eindeutig identifizierbarer Informationen, wie zum Beispiel Änderung der Bewegungsstrategie, werden Videoaufzeichnungen zur Analyse und Bewertung hinzugezogen. Bekannte Phänomene während Richtungswechselsituationen sind unter anderem mit steigender Ganggeschwindigkeit eine Verlagerung des Körperschwerpunktes hin zum Kurveninneren [38, 56, 148]. Weiterhin variiert die Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge sowie -frequenz während Richtungsänderungssituationen deutlich [38, 56, 89]. Auch die Fußplatzierung und -ausrichtung wird je nach Drehrichtung variiert [148].

Zur Beurteilung der Belastungsreduktion (Fragestellung A und B) werden die auftretenden Belastungen in allen sechs Freiheitsgraden analysiert. Die gemessenen Belastungsdaten werden auf maximale Belastungswerte (Beträge von Kräften und Drehmomenten), Gesamtbelastung pro GC (Integral der Belastung über GC) sowie Belastungsanstieg (Steigungen der Belastungskurve in der Standphase) untersucht. Je niedriger diese Werte, desto geringer sind die auf den Nutzer übertragenen Belastungen. Die Bewertung der Messdaten erfolgt qualitativ visuell anhand der Messwerte und deren Vergleich zu anderen Varianten für jeden Probanden individuell. Durch den starken Einfluss der Ganggeschwindigkeit ist eine Bewertung des prozentualen Standphasenanteils am GC nur bei annähernd gleicher Ganggeschwindigkeiten möglich. Ab einer Differenz von $0,03 \frac{m}{s}$ innerhalb eines Variantenvergleichs wird dieses Bewertungskriterium daher nicht mehr berücksichtigt.

Zur Analyse bezüglich der Fragestellung C werden Bewegungsmesswerte herangezogen. Auch hier sind die vorgestellten Einflussfaktoren, insbesondere der Ganggeschwindigkeit, zu berücksichtigen. Bei einer Identifikation der Gangrichtung ist ein signifikanter Ausschlag bei Variation der Bewegungssituation relevant. Zur Detektion der Gangphase hingegen eignen sich Messkanäle mit hoher Robustheit gegenüber den Parameteränderungen.

4.3 Datenaufbereitung

Die erfassten Messdaten des in Kapitel 3 vorgestellten Messsystems werden in einem der Messung nachgelagerten Prozess verarbeitet, um Kenngrößen und Messwertverläufe vergleichen zu können. Hierfür wird der Messdatensatz parallel zu erfolgten Videoaufnahmen gesichtet, um mögliche externe Störeinflüsse, wie zum Beispiel eine akustische oder visuelle Ablenkung, sowie auffällige Gangveränderungen zu identifizieren.

Mittels eines eigens entwickelten Programms erfolgt zunächst die Separierung der einzelnen Schritte aus der gemessenen Schrittfolge. Abbildung 4.6 zeigt die grafische Oberfläche des Programms mit Visualisierung der Axialkraft F_{pd} , anhand derer der Bodenkontakt und somit ein Gangzyklus eindeutig identifiziert wird. Ein zusätzlicher Messkanal kann zur Plausibilisierung der Messdaten angezeigt werden.

Mit diesem Programm werden valide und nicht-valide Schritte kategorisiert. Nicht-valide Schritte (in Abbildung 4.6 grau koloriert) sind zum Beispiel Beschleunigungs- und Verzögerungsschritte bei Beginn und Ende der Messungen [115], Situationswechsel, externe Störeinflüsse oder Stol-

perschritte. Die zuvor separierten Einzelschritte werden durch Beurteilung von zeitlichen Parametern (Standphasen- und Schwungphasendauer zu Gangzyklusdauer) und Kurvenamplitude (erster Amplitudenextremwert) durch manuelle Auswahl oder automatisiert nach Validität kategorisiert (siehe Abbildung 4.6 unten). Für die nachfolgende Datenanalyse werden lediglich die validen Schritte verwendet und in Datenübersichten visualisiert.

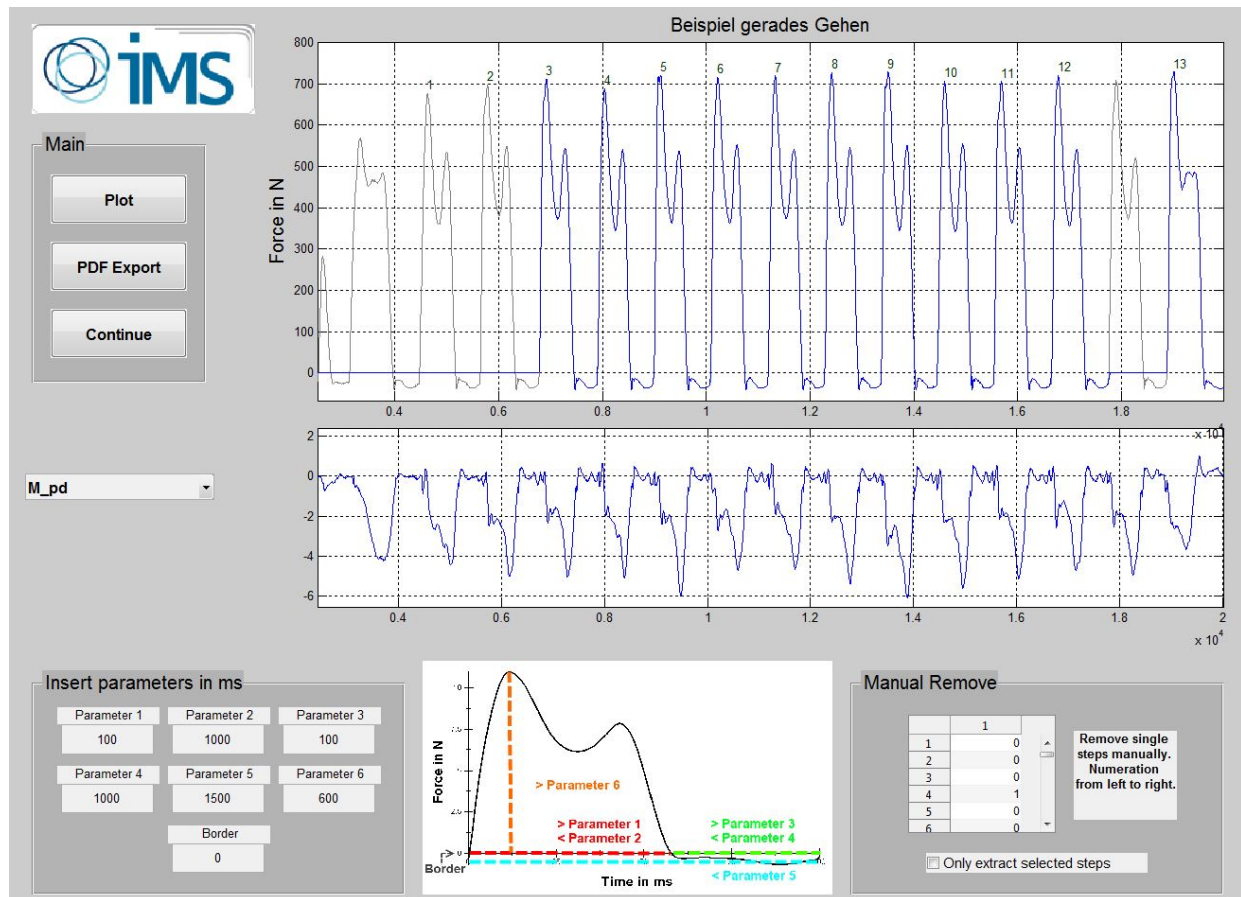


Abbildung 4.6: Grafische Oberfläche zur Separierung und Klassifizierung von validen Schritten, modifiziert nach [178]

Die resultierenden Daten enthalten Einzelschritte und können somit nach ihrer Schritt-zu-Schritt-Varianz innerhalb einer Variante untersucht werden, welche die Standardabweichung widerspiegelt [122, 123, 144]. Es erfolgt weiterhin eine Interpolation auf 100 % Gangzyklus, Normierung auf das Körpergewicht des Probanden, Berechnung der Standardabweichungen sowie Mittelwertbildungen der Messdaten für alle validen Einzelschritte. Mittels weiterer berechneter typischer Kennzahlen für die Ganganalyse (vgl. Abschnitt C.5) werden Vergleiche zu anderen Versuchs- oder Referenzdaten ermöglicht. Beispielsweise wird anhand der vertikalen Kraftkomponente F_{pd} die Stand- und Schwungphase unterschieden und deren Zeitanteile am gesamten Gangzyklus berechnet (Duty Factor) [4]. Die Erhebung der Ganggeschwindigkeit findet durch Videoanalyse der gemessenen Zeit und der bekannten Strecke der Bewegungssituationen statt.

4.4 Datenanalyse und Diskussion

Bei den durchgeführten Untersuchungen zum Einfluss der TTS und des TFWs auf die Stumpfbelastung werden die durch das Messsystem erfassten lokalen Belastungen in sechs Raumrichtungen als Messgrößen untersucht. Durch das Variieren der Bewegungsaufgaben, der Geschwindigkeiten und der verwendeten TTS und des TFWs stellen sich Veränderungen dieser Messgrößen ein, welche hier analysiert und diskutiert werden. Dabei wird die Analyse jeweils auf die eingangs definierten Fragestellungen unterteilt.

Zu den Fragestellungen A und B werden die gemessenen Belastungsdaten analysiert und bewertet. Um Rückschlüsse von dem Komfortempfinden des Probanden zu dem Messdatenverhalten ziehen zu können, erfolgt die Analyse der Messdaten der einzelnen Varianten und deren Korrelation zu den jeweilig erhobenen Nutzerrückmeldungen. Eine Übersicht der variantenspezifischen Korrelationen zwischen den Messdaten und den Nutzerrückmeldungen der Probanden ist in Abschnitt C.7 dargestellt. Neben der Beantwortung der Fragestellungen wird als ein Teilergebnis dieser Untersuchung eine individuelle Setup-Matrix für jeden Probanden erstellt (siehe Abschnitt C.10). Durch die Aufteilung der Varianten auf die Probanden werden in Abschnitt 4.5 die individuellen Setup-Matrizen (SM) der Probanden zu einer initialen, generalisierten Basis-Setup-Matrix vereint, welche als Grundlage für weitere Untersuchungen dient.

Zur Fragestellung C werden die Varianten hinsichtlich der gemessenen Bewegungsgrößen analysiert, um Indikator-Messparameter für eine Erkennung der Gangsituation zu identifizieren.

Fragestellung A: Welche transversale Torsionssteifigkeit ermöglicht, je nach Bewegungssituation und -geschwindigkeit, eine Belastungsreduktion am Stumpf und folglich eine Steigerung des Nutzerkomforts?

Zur Klärung des TTS-Einflusses dienen aufgrund der Variantenaufteilung, wie in Abschnitt 4.1 vorgestellt, maßgeblich die Messdaten von Proband #3 als Datenbasis. Die Übersicht über die durchgeführten Varianten ist in Abschnitt C.4 abgebildet. Aufgrund des starken Einflusses der Ganggeschwindigkeit (GG) auf die Stumpfbelastungen, welche signifikante Änderungen in allen Belastungsverläufen verursacht, werden die TTS-Variationen für die einzelnen Bewegungssituationen jeweils innerhalb einer GG-Klasse (langsam, mittel, schnell) untersucht.

Die Auswertung der Variantenvergleiche erfolgt für die Bewegungssituationen gerades Gehen, im Kreis gehen (Radius = 1 m) und 180°-Drehung jeweils in den drei Ganggeschwindigkeiten. Die Bewegungssituation im Kreis gehen mit einem Kreisdurchmesser von 0,5 m wird aufgrund vom Empfinden eines Drehschwindels des Probanden aus der Messdatendiskussion ausgeschlossen. Messdaten bezüglich 90°-Drehungen werden aufgrund nicht ausreichender Anzahl an validen Daten nicht vorgestellt, jedoch durch die Nutzerrückmeldungen in der Definition der Setup-Matrix berücksichtigt. Nutzerrückmeldungen werden als maßgebliche Entscheidungsgrundlage herangezogen, wenn die Messdaten aufgrund von Änderungen des Bewegungsmusters oder der Geschwindigkeitsvariabilität nicht für einen direkten Datenvergleich nutzbar sind.

Nachfolgend wird exemplarisch die Bewegungssituation schnelles gerades Gehen diskutiert. Für die anderen Bewegungssituationen werden die Ergebnisse der Analyse zusammengefasst vorgestellt und deren relevante Messdaten und Bewertungen in Abschnitt C.9 aufgeführt.

In Abbildung 4.7 sind die gemessenen Belastungswerte für das schnelle gerade Gehen von Proband #3 für die drei untersuchten TTS-Einstellungen dargestellt. Weiterhin ist die gemessene relative Winkeländerung $\Delta\varphi$ des Rotationsadapters während eines Gangzykluses abgebildet.

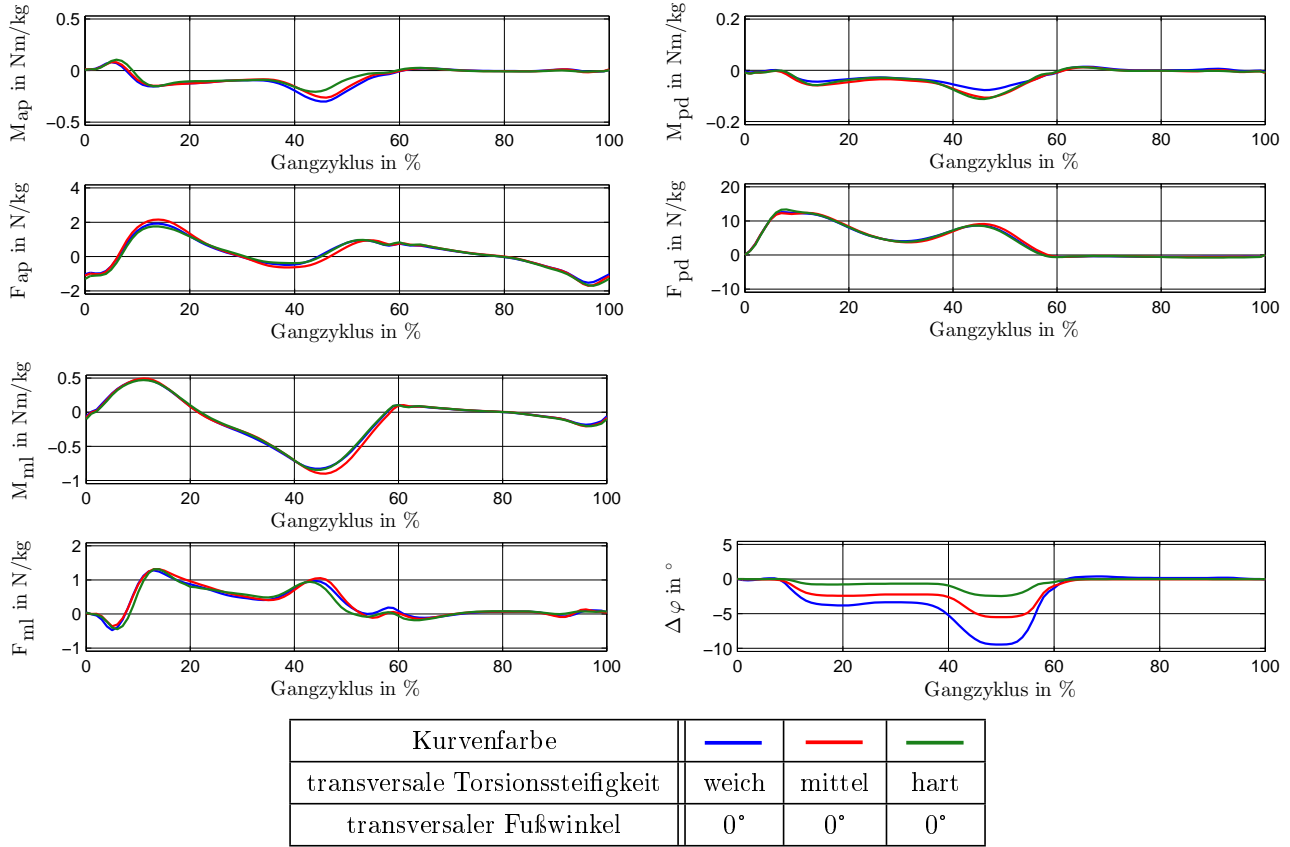


Abbildung 4.7: Belastungen während des schnellen geraden Gehens bei neutraler transversaler Fußwinkelstellung mit verschiedenen Einstellungen der transversalen Torsionssteifigkeit (Proband #3)

Bei Betrachtung der Belastungswerte ist eine Reduktion des Biegemoments M_{ap} bei einer harten TTS (grün) gegenüber den beiden anderen zu erkennen. Eine Reduktion von M_{pd} hingegen kann durch eine weiche TTS (blau) erreicht werden. Bei der gleichen GG von mittlerer und harter TTS-Einstellung kann die mittlere TTS-Einstellung einen höheren Standphasenanteil bezogen auf den gesamten GC aufweisen, was auf eine höhere Gangsymmetrie hinweist [94]. Die Belastungsverläufe der weiteren Messparameter weisen keine signifikanten Änderungen zwischen den TTS-Einstellungen auf. Die Nutzerrückmeldungen bezüglich der TTS-Variation zeigen eine Bevorzugung der harten TTS-Einstellung (siehe Abschnitt C.7). Unter Berücksichtigung, dass die Amplitudenwerte von M_{pd} im Gegensatz zu den anderen untersuchten Bewegungssituationen bei dem geraden Gehen ohnehin einen niedrigen Wert besitzen, wird anhand der in Tabelle 4.2 dargestellten Bewertungsübersicht für dieses Beispiel die harte TTS-Einstellung als empfohlene Einstellung in die Setup-Matrix übertragen.

Tabelle 4.2: Bewertung der TTS- Einstellung beim schnellen geraden Gehen

gerades Gehen	M_{ap}	F_{ap}	M_{pd}	F_{pd}	M_{ml}	F_{ml}	% Standphase des GC	Nutzer-rückmeldung	in SM
schnelle GG									
weich	-	o	+	o	-	o	o	schlechte Kontrolle	
mittel	o	-	o	o	o	o	+	ok	
hart	+	o	o	o	o	o	o	gute Kontrolle und Sicherheit	x

- negativer Einfluss, o neutraler Einfluss, + positiver Einfluss,

In weiteren Bewertungen für das gerade Gehen wird für die mittlere GG eine mittlere TTS-Einstellung und für eine langsame GG eine harte TTS-Einstellung ermittelt (siehe Abschnitt C.9). Die Analyse der Belastungen beim geraden Gehen zeigt, dass die Variation der TTS-Einstellung einen geringeren Einfluss gegenüber der GG besitzt und somit die Information über die aktuelle GG eine hohe Relevanz für ein potenzielles System zur Variation der TTS-Einstellung aufweist.

Analog zu dem vorgestellten Vorgehen für das schnelle gerade Gehen werden die oben genannten Bewegungssituationen untersucht. Für die Bewegungssituation im Kreis gehen ipsilateral (Prothese innen) befinden sich die Daten und Bewertungen in Tabelle C.9 und für im Kreis gehen kontralateral (Prothese außen) in Tabelle C.9. Auffallend bei der Analyse der Video- und Bewegungsdaten dieser Bewegungssituationen ist eine Variation der Bewegungsstrategie des Probanden bei Variation der Geschwindigkeit (hier nicht dargestellt), welche bei der individuellen Bewertung berücksichtigt wird.

Weiterhin wird von den Probanden eine langsame Ganggeschwindigkeit als kritisch hinsichtlich des Stabilitätsempfindens angeführt. Dies spiegelt sich in einer starken Korrelation zu dem Messwert M_{ap} wider, welcher besonders beim im Kreis gehen auffällig ist. Variiert M_{ap} in der Standphase signifikant in den negativen Bereich gegenüber anderen Varianten, berichtet der Proband von einem Gefühl eines Kontrollverlustes (vgl. Abschnitt C.7). Somit kann M_{ap} als Indikator für das Stabilitätsgefühl herangezogen werden. In Tabelle 4.3 wird der Einfluss der GG auf Gangstabilität und Stumpfbelastung zusammengefasst dargestellt.

Tabelle 4.3: Gegenüberstellung des Einflusses der Ganggeschwindigkeit (GG) auf die Gangstabilität und die Stumpfbelastung

Einfluss auf	langsame GG	selbstgewählte Komfort-GG	schnelle GG
Gangstabilität	hoch	niedrig	mittel
Stumpfbelastung	niedrig	mittel	hoch

In Anlehnung an [73] erfolgt die Analyse und Diskussion der 180°-Drehungen mittels Betrachtung von drei Schritten zur Berücksichtigung der Bewegungssituationseinleitung und -vollendung. Die in Tabelle C.9 aufgeführten Messdaten und Bewertung zeigen als ersten und letzten Schritt einen geraden Schritt. Der mittlere Schritt ist der Schritt der Richtungsänderung.

Die resultierenden Analyseergebnisse aller in Abschnitt C.9 dargestellten Bewegungssituationen sind zusammenfassend in Tabelle 4.4 hinsichtlich der TTS und Tabelle 4.5 hinsichtlich der GG aufgelistet. Die Parameterempfehlungen der jeweiligen Varianten sind den individuellen Setup-Matrizen zu entnehmen (siehe Abschnitt C.10).

Tabelle 4.4: Zusammenfassung der Analyseergebnisse bezüglich der Variation von transversalen Torsionssteifigkeit

	Probandenaussagen	Datenanalyse
Variation der TTS	Richtungswechsel <ul style="list-style-type: none"> • geringer Einfluss der TTS bei Richtungswechsel, wenn sich die Prothese kontralateral befindet • der Einfluss der TTS steigt mit engerem Kurvenradius (Prothese ipsilateral) • angemessene TTS reduziert die Belastung am Stumpf und Knie, steigert das Komfort- und Gangsicherheitsgefühl bei Gangrichtungsänderungen • sehr geringe TTS kann unangenehme Vibrationen durch Überspringen nach TO verursachen • sehr geringe TTS kann das Stabilitätsempfinden negativ beeinflussen 	Richtungswechsel <ul style="list-style-type: none"> • Senkung der TTS reduziert das TTM • Senkung der TTS ermöglicht eine Steigerung der Relativbewegung $\Delta\varphi_{pd}$ • Geschwindigkeitseinfluss auf die Belastungen ist höher als der Einfluss variierteter Steifigkeit • Signifikante Änderungen von M_{pd} und $\Delta\varphi_{pd}$ in Abhängigkeit der Richtung • Richtungswechsel zum ipsilateralen Bein generieren höhere Belastungen als zum kontralateralen Bein
	gerades Gehen <ul style="list-style-type: none"> • geringer Einfluss einer TTS-Variation 	gerades Gehen <ul style="list-style-type: none"> • geringer Einfluss einer TTS-Variation

Tabelle 4.5: Zusammenfassung der Analyseergebnisse bezüglich der Variation der Geschwindigkeit

	Probandenaussagen	Datenanalyse
Variation der GG	<p>Allgemein</p> <ul style="list-style-type: none"> • starker Einfluss auf Gangstabilität und -komfort außerhalb der Komfortgeschwindigkeit (Rangfolge zunehmend: selbstgewählt, schnell, langsam) • starker Einfluss auf die Stumpfbelastung (Rangfolge zunehmend: langsam, selbstgewählt, schnell) 	<p>Richtungswechsel</p> <ul style="list-style-type: none"> • die Belastungswerte (F_{pd}, F_{ap}, M_{ml}) und die Relativbewegung $\Delta\varphi_{pd}$ steigen mit zunehmender GG signifikant • sehr geringe GG beeinflusst alle Messwerte erheblich

Fragestellung B: Kann eine geregelte Veränderung des transversalen Fußwinkels (internale/ externale Rotation) eine Belastungsreduktion erreichen?

Ausgehend von einem für den Amputierten um die pd -Achse (Winkel in der Transversalebene) optimal ausgerichteten Prothesenaufbau, im Folgenden als neutral (0°) bezeichnet, werden in dieser Fragestellung die Messdaten und die Probandenrückmeldungen hinsichtlich einer Variation des transversalen Fußwinkels analysiert und bewertet. Der Variationsumfang umfasst die drei Ausrichtungen -6° (internal), 0° (neutral) und $+6^\circ$ Rotation (external) in der Transversalebene. Um den Einfluss des TFWs nicht durch einen Einfluss der TTS zu überlagern, wird bei der Versuchsdurchführung die TTS-Einstellung hart verwendet.

Eine Bewertung des TFW-Einflusses wird exemplarisch für im Kreis gehen vorgestellt. Die Belastungen beim kontinuierlichen im Kreis gehen, mit der Prothese auf der Innenseite, ist in Abbildung 4.8 visualisiert. Hierbei sind die Kreisradien 0,5 m und 1 m zur Verdeutlichung der Auswirkung einer Radiusverkleinerung dargestellt, welches einem Richtungswechsel auf engerem Raum entspricht. Die selbstgewählte GG unterscheidet sich erheblich zwischen den Kreisradien, was wiederum eine getrennte Betrachtung erfordert. Dennoch ist bei dem Vergleich der Kreisradien ersichtlich, dass das Biegemoment M_{ap} deutliche Gruppierungen des TFWs unabhängig vom Kreisradius abbildet. Dies deutet auf einen prägnanten TFW-Einfluss hin, welcher ohne Bezug zum Radius des Richtungswechsels ist.

Die TFW-Variationen zeigen in beiden Kreisradien einen signifikanten Einfluss auf die Belastungen M_{ap} , F_{ap} und F_{ml} . Besonders der Messwertverlauf von M_{ap} zeigt den massiven Einfluss des veränderten TFWs. Bei externalem TFW steigt dieses Biegemoment (generiert Adduktion), wohingegen ein internaler TFW eine gegensätzliche Steigerung in den stark negativen Bereich verursacht (generiert Abduktion). Dieses ausgeprägte negative Biegemoment beschreibt der Proband als Kontrollverlust und ein Gefühl des Fallens (vgl. Abschnitt C.7). Die Zusammenfassung der Bewertung dieser Bewegungssituation unter Variation des TFWs ist in Abbildung 4.8 aufgeführt.

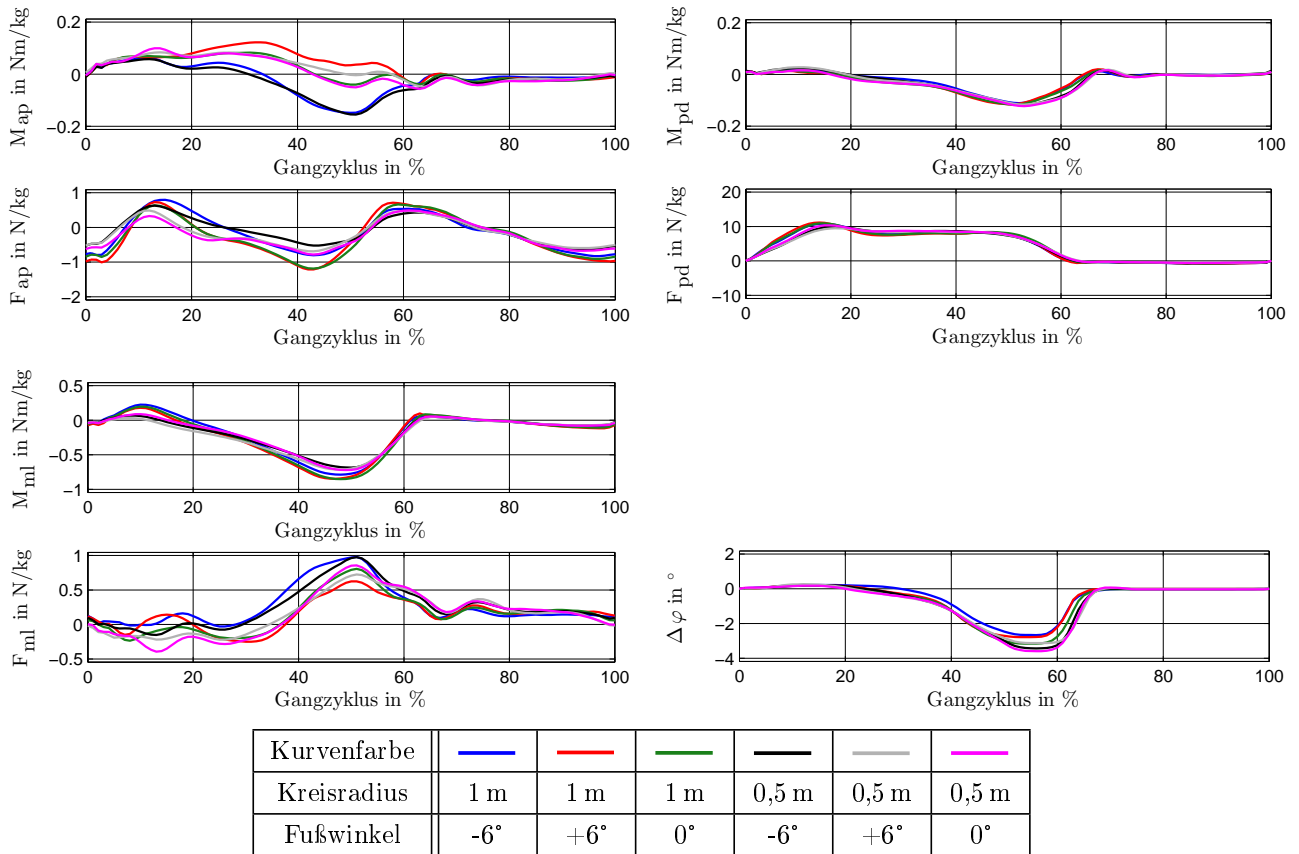


Abbildung 4.8: Belastungen während des Gehens im Kreis in ipsilateraler Richtungen bei selbstgewählter Ganggeschwindigkeit und harter transversaler Torsionssteifigkeit unter Variation des Fußwinkels (Proband #2)

Tabelle 4.6: Bewertung der transversalen Fußwinkelstellung beim im Kreis gehen in ipsilateraler Richtung (Prothese zum Kreismittelpunkt hin)

im Kreis gehen	M_{ap}	F_{ap}	M_{pd}	F_{pd}	M_{ml}	F_{ml}	% Standphase des GC	Nutzer-rückmeldung	in SM
ipsilaterale Richtung									
internal	-	-	o	o	o	-	n/a	Gefühl des Kontrollverlustes/ Fallen	
neutral	o	o	o	o	o	o	n/a	ok	(x)
external	o	o	o	o	o	o	n/a	gutes Gefühl	(x)

- negativer Einfluss, o neutraler Einfluss, + positiver Einfluss, n/a keine Bewertung möglich

Hinsichtlich der Fragestellung B fasst Tabelle 4.7 die wichtigsten Erkenntnisse zusammen. Die Parameterempfehlungen für die jeweiligen Varianten in den individuellen Setup-Matrizen sind

in Abschnitt C.10 aufgeführt. Ein weiteres Ergebnis dieser Untersuchung ist, dass ein suboptimaler TFW einen stärkeren Einfluss auf die Belastungen (besonders auf M_{ap}) gegenüber einer TTS-Variation besitzt. Im Verlauf der Untersuchung verfestigte sich die Hypothese, dass eine angemessene TTS die negativen Auswirkungen von einem ungünstig ausgerichteten Fuß zu einem Teil kompensieren kann. Diese Vermutung sollte in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

Tabelle 4.7: Zusammenfassung der Analyseergebnisse bezüglich der Variation des transversalen Fußwinkels

	Probandenaussagen	Datenanalyse
Variation des TFWs	<ul style="list-style-type: none"> • internaler oder externaler TFW reduziert Gangkomfort und -stabilität bei geradem Gehen • angemessener TFW ist potentiell vorteilhaft bei Gangrichtungsänderungen, jedoch nur in dem Drehschritt 	<ul style="list-style-type: none"> • zum Kurvenäußeren gerichteter TWF verursacht bei im Kreis gehen erhöhte Belastungsdauer von F_{ap} und erhöhte Belastungsmaxima bei F_{ml}, M_{ap}, M_{pd} • zum Kurveninneren gerichteter Fußwinkel reduziert bei im Kreis gehen und 90°-Drehungen die Belastung M_{ap}, erhöht jedoch M_{pd} in geringem Maße

Fragestellung C: Welche Messwerte bieten Potenzial als Indikatoren für eine Gangphasen- und Gangrichtungsdetektion?

Ziel der Fragestellung C ist es zu klären, welche Messparameter der Bewegungserfassung grundsätzlich in der Lage sind, relevante Ganginformationen zur Detektion der Gangphase und -richtung zu liefern und somit eine Belastungssensorik zu ersetzen. Die Bewertung der Messparameter erfolgt auf Basis der kinematischen Messwerte, wie in Abschnitt 4.2.3 vorgestellt.

Ein geeigneter Messkanal für eine Gangdetektion zeichnet sich durch seinen charakteristischen Verlauf der Messwerte mit einer hohen Robustheit gegen Randbedingungsänderungen (zum Beispiel die Variation von TTS und TFW) aus. Weiterhin müssen für die Identifikation mittels eines Algorithmus notwendige Eigenschaften, wie beispielsweise Nulldurchgang, Minimal- oder Maximalwerte der Amplitude, eindeutig identifizierbar sein. Für eine Detektion der Gangphasen müssen die charakteristischen Anfangs- und Endzeitpunkte der Gangphasen in den Gangzyklen (vgl. Abschnitt 2.2.1) so ausgeprägt sein, dass diese automatisiert erfasst werden können.

In dem exemplarisch dargestellten Variantenvergleich (siehe Abbildung 4.9) sind die Kinematikdaten über den Gangzyklus dargestellt. Darin enthalten sind Variationen der TTS und der Bewegungssituation. Die Variationen des TFWs und der Ganggeschwindigkeit wurden im Rahmen der Datenanalyse ausgewertet, werden hier jedoch nicht explizit vorgestellt.

Bei Analyse der qualitativen Kurvenverläufe der gemessenen Varianten hinsichtlich eines gleichbleibenden Verlaufs über alle Varianten ist ersichtlich, dass die Messwerte von a_{pd} , ψ_{ml} , ω_{ml} ein robustes Verhalten zeigen. Folglich sind diese Messkanäle für eine Gangphasendetektion grundsätzlich gut geeignet. Weiterhin sind die charakteristischen Zeitpunkte der Gangphasenunterscheidung, des Fersenauftrittes (0 % GC) und der Zehenablösung (circa 60 % GC) hinsichtlich einer erfassbaren Ausprägung zu untersuchen. Als Referenz werden die Werte von F_{pd} dargestellt, da diese Kraft in Beinlängsachse die Gangphasen durch die Bodenreaktionskräfte auf das Körpergewicht eindeutig definiert.

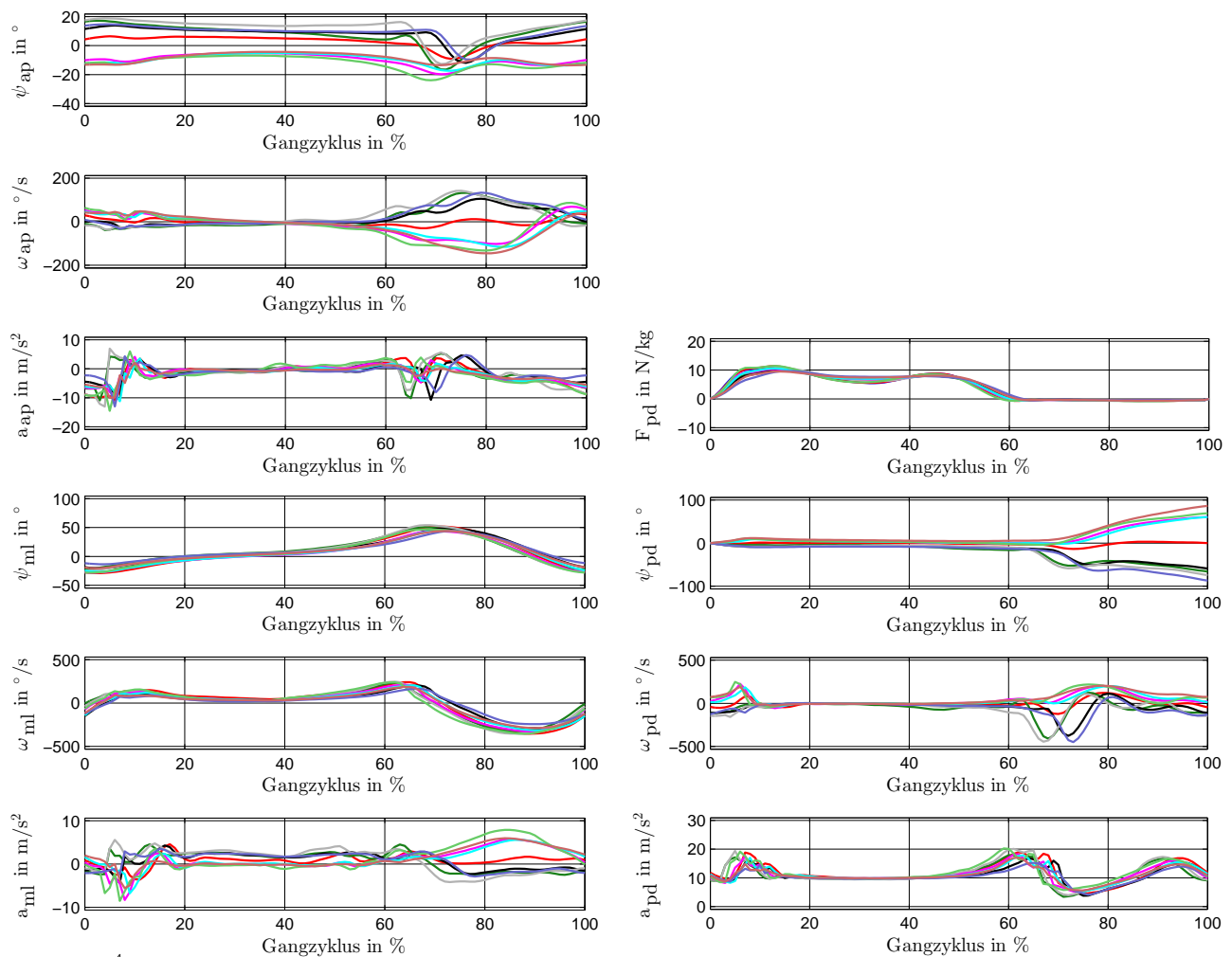
Während ψ_{ml} keine signifikanten Verlaufsausprägungen in den charakteristischen Zeitpunkten besitzt, zeigt die Winkelgeschwindigkeit in Sagittalebene ω_{ml} einen Nulldurchgang bei 0 % GC und ein Amplitudenmaximum bei circa 65 % GC. Die Beschleunigung a_{pd} zeigt ebenfalls charakteristische Amplitudenmaxima im Bereich der Gangphasenübergänge.

Daraus wird gefolgert, dass sowohl die Beschleunigung in pd-Richtung a_{pd} als auch die Winkelgeschwindigkeit um die ml-Achse ω_{ml} als Indikatoren zur Gangphasenerkennung dienen können. In diesem Beispiel wurde keine Variation der Ganggeschwindigkeit betrachtet. Die durchgeführte detaillierte Datenanalyse zeigt jedoch, dass der Zeitpunkt des ω_{ml} -Amplitudenmaximums geschwindigkeitsabhängig ist. Grund ist die Verkürzung der Standphase bei zunehmender Ganggeschwindigkeit. Dieser Aspekt wird bei der Vorstellung des Algorithmus zur Gangphasenerkennung in Abschnitt 6.1 detailliert vorgestellt und im weiteren Verlauf berücksichtigt.

Analog zu der Betrachtung der Gangphasendetektion werden die Daten auf einen charakteristischen Verlauf und erfassbare Eigenschaften bezüglich der Gangrichtungsdetektion untersucht. Zur Verdeutlichung wird hier ebenfalls Abbildung 4.9 herangezogen. In Bezug auf die Unterscheidung nach der Gangrichtung zeigen die Messwerte des Winkels ψ_{pd} sowie die Winkelgeschwindigkeit ω_{ap} gute Eignung als Indikatoren. Zur Differenzierung der Bewegungsrichtung bietet die Schwungphase (circa 60 % bis 100 % GC) signifikante Ausprägungen der Messwertverläufe. Hierbei ist deutlich zu erkennen, dass die Amplitudenhöhe mit der Bewegungsrichtung korreliert und somit für eine Erfassung der Gangrichtung nutzbar ist. Diese Erkenntnisse werden in Kapitel 6 bei der Entwicklung eines Algorithmus zur Gangerkennung verwendet.

Daraus wird gefolgert, dass sowohl die Beschleunigung in pd-Richtung a_{pd} als auch die Winkelgeschwindigkeit um die ml-Achse ω_{ml} als Indikatoren zur Gangphasenerkennung dienen können. In diesem Beispiel wurde keine Variation der Ganggeschwindigkeit betrachtet. Die durchgeführte detaillierte Datenanalyse zeigt jedoch, dass der Zeitpunkt des ω_{ml} -Amplitudenmaximums geschwindigkeitsabhängig ist. Grund ist die Verkürzung der Standphase bei zunehmender Ganggeschwindigkeit. Dieser Aspekt wird bei der Vorstellung des Algorithmus zur Gangphasenerkennung in Abschnitt 6.1 detailliert vorgestellt und im weiteren Verlauf berücksichtigt.

Analog zu der Betrachtung der Gangphasendetektion werden die Daten auf einen charakteristischen Verlauf und erfassbare Eigenschaften bezüglich der Gangrichtungsdetektion untersucht. Zur Verdeutlichung wird hier ebenfalls Abbildung 4.9 herangezogen. In Bezug auf die Unterscheidung nach der Gangrichtung zeigen die Messwerte des Winkels ψ_{pd} sowie die Winkelgeschwindigkeit ω_{ap} gute Eignung als Indikatoren. Zur Differenzierung der Bewegungsrichtung bietet die Schwungphase (circa 60 % bis 100 % GC) signifikante Ausprägungen der Messwertverläufe. Hierbei ist deutlich zu erkennen, dass die Amplitudenhöhe mit der Bewegungsrichtung korreliert und somit für eine Erfassung der Gangrichtung nutzbar ist. Diese Erkenntnisse werden in Kapitel 6 bei der Entwicklung eines Algorithmus zur Gangerkennung verwendet.



Kurvenfarbe	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Gangrichtung	gerade	gerade	im Kreis cw	im Kreis cw	im Kreis cw	im Kreis cw	im Kreis ccw	im Kreis ccw	im Kreis cw	im Kreis ccw
Kreisradius	-	-	1 m	1 m	1 m	1 m	1 m	1 m	0,5 m	0,5 m
TTS	weich	mittel	weich	mittel	hart	weich	mittel	hart	mittel	mittel
TFW	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°

Abbildung 4.9: Exemplarischer Vergleich von untersuchten Varianten des Probanden #3 bei geradem Gehen und im Kreis gehen in ipsilateraler (cw) und kontralateraler (ccw) Richtung

4.5 Ergebnisse

Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Auswirkungen bei Variation der transversalen Torsionssteifigkeit (TTS) und des transversalen Fußwinkels (TFW) auf die Belastungen in der Beinprothese, welche auf den Stumpf übertragen werden, sowie auf das Komfortempfinden des Nutzers. Hierzu wurden Experimente mit verschiedenen Varianten der Einflussparameter

in ausgewählten Bewegungssituationen und Geschwindigkeiten mit zwei unterschlenkelamputierten Probanden durchgeführt. Die Belastungen und Bewegungen in der Beinprothese wurden bei den Experimenten lokal in sechs Achsen erfasst und die Rückmeldungen der Probanden erhoben.

In der Analyse wurden diese Belastungsmesswerte und Nutzerrückmeldungen untersucht und Korrelationen herausgearbeitet. Dies ist zum Beispiel ein Gefühl des Kontrollverlustes und Fallens bei negativem Biegemoment (M_{ap}), welches durch eine internale Fußwinkelstellung beim im Kreis gehen hervorgerufen wird. Eine weitere wichtige Erkenntnis für eine Entwicklung eines Adapters mit variabler TTS ist der Einfluss von einer geringen TTS, welche neben einem Gefühl des Stabilitätsverlustes auch unangenehme Vibrationen durch Überspringen des Prothesenfußes in der Schwungphase bewirken kann.

Die Bewertung jeder TTS- und TFW-Einstellung auf Basis der gekoppelten objektiven und subjektive Daten für die untersuchten Bewegungssituationen und Ganggeschwindigkeiten zeigt zum Beispiel den starken Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf die Belastungen, welcher signifikant höher als der TTS- oder TFW-Einfluss ist. Aus diesen Erkenntnissen wurden Parameterempfehlungen für TTS und TFW in Abhängigkeit der Gangsituation- und Ganggeschwindigkeit abgeleitet, welche in individuellen Setup-Matrizen für die Probanden aufgelistet sind (siehe Abschnitt C.10). Durch Kombination der individuellen Setup-Matrizen wird eine globale Basis-Setup-Matrix (BSM) erstellt. Diese Matrix, aufgeführt in Tabelle 4.8, erlaubt die Auswahl einer geeigneten Parametervariante (TTS und TFW) und stellt das Kernziel dieser Untersuchung dar. Eine aktive Prothesenkomponente zur Variation der Parameter, welche in Kapitel 7 vorgestellt wird, kann durch Einstellen dieser Sollgrößen eine Belastungsreduktion am Stumpf und folglich eine Komfortsteigerung für den Nutzer bewirken.

Die hier vorgestellte Basis-Setup-Matrix basiert auf Randbedingungen, wie zum Beispiel dem Prothesenaufbau und physiologische Gegebenheiten, sowie auf den Präferenzen der beiden unterschlenkelamputierten Probanden. Matrixeinträge, welche mit * gekennzeichnet sind, sind vorläufige Annahmen, die auf Trends basieren. Aufgrund dieser Annahmen und der geringen Probandenanzahl ist die BSM in weiteren Probandenstudien mit höherer Probandenanzahl und Probanden mit verschiedenen Amputationsniveaus zu validieren. Nach Rose et al. [161] besitzen Unterschlenkelamputierte (TTA) aufgrund des größeren skelettalen Segmentes eine höhere Prothesenkontrolle im Gegensatz zu Oberschenkelamputierte (TFA). Folglich können TTA eine geringere Grundstabilität besser ausgleichen und damit die Vorteile der geringeren TTS zur Belastungsreduktion nutzen. Im Umkehrschluss ist davon auszugehen, dass TFA eine höhere TTS als die hier dargestellten TTS-Einstellungen der TTA benötigen.

Die Matrix kann an individuelle Vorlieben des Nutzers sowie veränderte Randbedingungen angepasst werden. Beispielsweise sind eine Erhöhung der TTS für ältere Amputierte mit erhöhtem Sicherheitsbedarf oder eine Reduktion der TTS für aktivere Nutzer zu nennen. Stauff et al. [190] führen das treppab Gehen als Bewegungssituation mit positivem Einfluss eines RA an. Folglich sollte eine Ausweitung der Setup-Matrix auf diese und weitere Bewegungen erfolgen.

Die Untersuchung der Fragestellung C beinhaltet die Analyse der kinematischen Messdaten hinsichtlich der Nutzbarkeit für eine Gangsituationsdetektion durch charakteristische Merkmale der Gangphase und -richtung. Hier zeigt sich eine gute Eignung der Beschleunigung a_{pd} und der Winkelgeschwindigkeit ω_{ml} für die Gangphasenerkennung sowie des Winkels ψ_{pd} und der Winkelgeschwindigkeit ω_{ap} für die Gangrichtungsdifferenzierung.

Tabelle 4.8: Basis-Setup-Matrix zur Auswahl der geeigneten Parametervariante in Abhängigkeit von Bewegungssituation und Ganggeschwindigkeit. Einträge mit * sind freie Annahmen.

Situation	Richtung	GG	TTS	TFW
gerades Gehen	vorwärts	schnell	mittel	neutral
		mittel	mittel	neutral
		langsam	hart	neutral
im Kreis gehen	Prothese ipsilateral	schnell	mittel	zum Kurveninneren
		mittel	mittel oder weich	neutral oder zum Kurveninneren
		langsam	mittel	neutral
	Prothese kontralateral	schnell	mittel	neutral oder zum Kurvenäußeren
		mittel	weich	neutral oder zum Kurvenäußeren
		langsam	weich	neutral oder zum Kurvenäußeren
90° Drehung	Prothese ipsilateral	schnell	mittel*	neutral oder zum Kurveninneren
		mittel	weich*	neutral oder zum Kurveninneren
		langsam	weich*	neutral oder zum Kurveninneren
	Prothese kontralateral	schnell	mittel*	neutral*
		mittel	mittel	neutral
		langsam	mittel*	neutral*
180° Drehung	Prothese ipsilateral	schnell	mittel	neutral*
		mittel	weich	neutral oder zum Kurveninneren
		langsam	weich	neutral*
	Prothese kontralateral	schnell	mittel*	neutral*
		mittel	mittel*	neutral oder zum Kurveninneren
		langsam	mittel*	neutral*
sonstige	beliebig	beliebig	mittel*	neutral*

5 Identifizierung der Entwicklungsschwerpunkte für einen Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung

Für die Entwicklung eines Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit (AvTS) erfolgt eine Priorisierung der Entwicklungsziele durch die „Human-machine-centered Design“-Methode. Die Methodik fokussiert eine nutzerzentrierte Entwicklung durch einen ganzheitlichen Systementwurf mittels Identifikation, Kombination und Bewertung der Korrelation von technischen und nutzergerichteten Faktoren (Human Factors) [19], wie in Abbildung 5.1 dargestellt.

Basis der Methode ist die Definition der zu priorisierenden Faktoren. Es werden zwei Faktorenarten unterschieden. Technische Faktoren, zum einen, zum Beispiel aus biomechanischen Messdatenanalysen oder Prüfstandsversuchen. Hierbei können sich unter anderem technische Anforderungen wie benötigte Leistung und Energie, Bauvolumen, Gewicht oder notwendige Funktionen wiederfinden. Human Factors, zum anderen, werden beispielsweise aus Umfragen, Fragebogenstudien oder Literaturrecherchen gewonnen. Sie stellen zum Beispiel die Nutzerforderung nach bestimmten Funktionen oder Zufriedenheit bei Gebrauch dar.

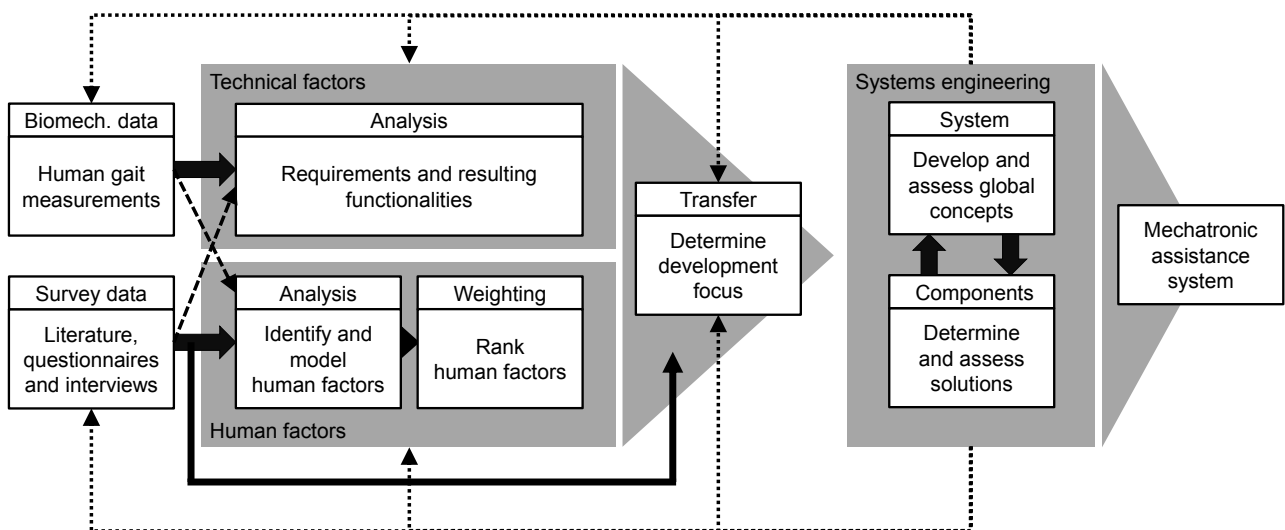


Abbildung 5.1: Grundlegendes Konzept des Mensch-Maschine-zentrierten Ansatzes [19]

Die Kombination der beiden Faktoren und die Gewichtung der Einzelfaktoren erfolgen durch eine Expertenbefragung mittels QFD- Methode (Quality Function Deployment). Hierbei erfolgt kein Paarvergleich, welcher in der klassischen technischen Produktentwicklung üblich ist [54]. Vielmehr werden die einzelnen Faktoren beider Faktoren-Klassen hinsichtlich des gesamtheitlichen Systementwurfs in einem Transfer vereint. Dies geschieht durch das Ausfüllen des House of Quality (HoQ), welches in Abbildung 5.2 schematisch abgebildet ist.

Das HoQ besteht aus den Nutzeranforderungen (1), hier den Human Factors und deren relativer Gewichtung (2). Die technischen Faktoren befinden sich in (3), den sogenannten Entwicklungsparametern. Die Korrelationen zwischen (2) und (3) gibt das so genannte Dach (4) wieder. Zentral steht die Bewertungsmatrix (5), deren Elemente durch die Expertengruppe bestimmt werden. Ein Vergleich zu bestehenden technischen Systemen kann in (6) erfolgen. Das Ergebnis der QFD-Methode, der gewichteten Bewertung jeder Spalte (technischer Faktor), steht in (7) des HoQ und zeigt die Priorität des Entwicklungsparameters. Das Ausfüllen des House of Quality erfolgt mittels Eintragung der Gewichtung des einzelnen Faktors. Das verwendete progressive Punkteschema von 9 (stark), 3 (mittel), 1 (schwach) und 0 (neutral), hebt Produktmerkmale mit hohem Einfluss besonders hervor und ist für diese Methode geeignet [19].

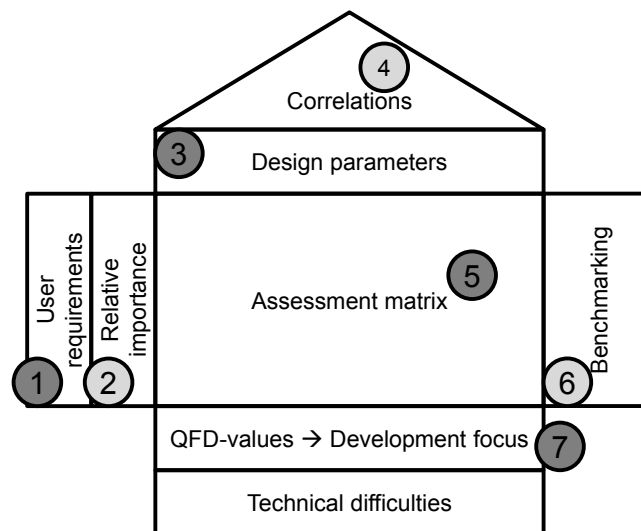


Abbildung 5.2: Prinzipieller Aufbau eines House of Quality, aus [19] modifiziert nach [102]

Aufgrund vergleichbarer Eigenschaften des hier vorliegenden technischen Systems (vgl. Abschnitt 7.1) zu einer aktiven Beinprothesenkomponente, welche in [19] untersucht wurde, können ähnlich technischen Faktoren und identische Human Factors gewählt werden. Die Einzelfaktoren beider Gruppen und deren inkludierte Eigenschaften werden in Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3 aufgeführt.

Eine Expertengruppe für Beinprothetik, bestehend aus zwei Maschinenbauingenieuren und zwei Sportwissenschaftlern, bewerteten bei Durchführung der QFD-Methode die Kopplung der technischen Faktoren zu den Human Factors. Aus dieser Bewertung resultieren, wie in Tabelle 5.1 aufgeführt, die priorisierten Entwicklungsschwerpunkte Antriebskonzept (AKT) sowie Gangerkennung und Parameterwahl (GUP).

Hierbei ist anzumerken, dass bei Durchführung der QFD der Faktor AKT den Aspekt Geräuschemission beinhaltet, welcher besonders stark durch die Expertengruppe in die Bewertung einfließt. Bei Nichtbeachtung der Geräuschemission in der Bewertung (durch zum Beispiel zwei gleich laute Aktorkonzepte) würde AKT-SAT und AKT-OUT durch die Expertengruppe jeweils

nur mit 1 bewertet werden. Folglich würde der Faktor Antrieb lediglich den 4. Rang belegen und stattdessen der mechanische Aufbau in den Vordergrund rücken.

			Technische Faktoren								
			MEC	AKT	SEN	GUP	AR	BG	BR	BD	FUN
nutzer- zentrierte Faktoren	SAT	0,143	3	9	1	9	1	3	3	3	3
	FoS	0,143	3	1	0	9	1	1	1	3	3
	BSI	0,143	3	3	1	9	1	3	3	1	3
	SUP	0,143	9	3	1	3	1	3	0	1	3
	SOC	0,143	3	3	1	3	1	9	1	0	3
	MOB	0,143	3	9	0	3	0	3	1	1	3
	OUT	0,143	1	9	0	0	0	1	3	1	1
QFD- Wert			3,57	5,29	0,57	5,14	0,71	3,29	1,71	1,43	2,71
Rang			3	1	9	2	8	4	6	7	5

Tabelle 5.1: Ergebnisse der durchgeführten QFD-Methode

Aufgrund des Rangs werden im Rahmen dieser Arbeit die Entwicklungsschwerpunkte des AvTS auf die Gangerkennung und Parameterwahl zur Identifizierung der Gangsituation und Auswahl der notwendigen TTS und TFW-Einstellungen aus der Basis-Setup-Matrix (siehe Kapitel 6) sowie das Antriebskonzept des AvTS (siehe Abschnitt 7.2) gelegt.

Tabelle 5.2: Beschreibung der technischen Faktoren, in Anlehnung an [19]

Technische Faktoren	
Faktor	Beschreibung
Mechanik/ Kinematik (MEC)	Dieser Faktor beinhaltet alle mechanischen Komponenten zur Funktionserfüllung und Integration in die Prothesenstruktur mittels Standardelementen. Diese umfassen eine angemessene Torsionssteifigkeit, Rotationsraum, Spielfreiheit, Anpassung der passiven Grundsteifigkeit sowie den erlaubten Bewegungsbereich.
Antriebskonzept (AKT)	Das Antriebskonzept enthält alle erforderlichen Eigenschaften um eine ausreichende Stelleistung und -dynamik, sowie Haltemoment für die Funktionserfüllung bei effizienter Ausnutzung der Topologie zu gewährleisten.
Sensorik & Datenerfassung (SEN)	Diese Kategorie enthält die Messgrößenerfassung (Position, Winkelgeschwindigkeit, Kraft, Drehmoment). Weiterhin inkludiert ist die Datenweiterleitung der gesamten Messkette bis zur Datenverarbeitung.
Gangerkennung und Parameterwahl (GUP)	Die Gangerkennung und Parameterwahl verarbeitet die erfassten Messdaten mittels eines Algorithmus zur Erkennung der Gangphasen und der Gangrichtung. Im Weiteren wird entsprechend dieser Informationen die Solltrajektorien (Steifigkeitsverhalten, Fußanstellung) sowie die Betriebsstrategie ausgewählt und an die Regelung geleitet.
Antriebsregelung (AR)	In der Antriebsregelung findet die Regelung in Stand- und Schwungphase aufgrund der vorgegebenen Sollvorgabe statt. Neben Erreichen der Zieltrajektorie wird eine hohe Dynamik ohne Überspringen angestrebt.
Bauteilgewicht (BG)	Das Gesamtgewicht des Systems sollte möglichst gering sein, da ein jegliches Mehrgewicht der Beinprothese einen höheren metabolischen Energieverbrauch des Nutzers verursacht.
Bauvolumen (BV)	Das Bauvolumen beschreibt den Bauraum des Systems in alle drei Raumrichtungen. Hierbei ist zu beachten, dass der Bauraum in pd-Richtung durch die Stumpflänge kritisch eingeschränkt wird. Weiterhin besteht eine Beschränkung durch das kontralaterale Bein.
Betriebsdauer (BD)	Die Betriebsdauer beschreibt die mögliche Nutzungszeit der Technologie ohne zusätzliche Energiebereitstellung.
Funktionsum- fang (FUN)	Der Faktor Funktionsumfang beinhaltet die adäquate Variation der transversalen Torsionssteifigkeit in Abhängigkeit der Bewegungssituation und Ganggeschwindigkeit zur Belastungsreduktion und Komfortsteigerung.

Tabelle 5.3: Beschreibung der nutzergerichteten Faktoren [19]

nutzergerichtete Faktoren (Human Factors)	
Faktor	Beschreibung
Zufriedenheit (SAT)	Die Zufriedenheit mit der Prothese ist ein zentraler Faktor für deren Nutzung und kann als eine Art Gesamturteil des Prothesenträgers interpretiert werden. Einfluss finden daher die Eigenschaften, die Funktionalität, das Aussehen und die Gebrauchseigenschaften der Prothese.
Sicherheits-empfinden (FoS)	Im Unterschied zur objektiven Sicherheit beschreibt das Sicherheitsempfinden die Wahrnehmung des Prothesenträgers. Viele Prothesenträger weisen neben einer reduzierten Balance auch eine eingeschränkte körperliche Funktionsfähigkeit auf. Die gesteigerte Stolper- und Sturzhäufigkeit und die resultierende Sturzangst haben wesentlichen Einfluss auf das subjektive Sicherheitsempfinden.
Körperschema-integration (BSI)	Neben der technischen Funktionalität sollen Prothesen das verlorene Körperteil auch bezüglich der Wahrnehmung des eigenen Körpers ersetzen. Der Nutzer soll sich als „ganzer Mensch“ fühlen und somit die Prothese nicht als Fremdkörper, sondern als eigenes Körperteil wahrnehmen. Eine erfolgreiche Integration der Prothese ins Körperschema setzt voraus, dass der Prothesenträger ein Gefühl für die Steuerung und sensorische Wahrnehmung der Prothese entwickelt.
Unterstützung (SUP)	Eine Unterstützung des Nutzers kann beispielsweise eine Senkung des Energieaufwandes bedeuten oder eine Erleichterung in bestimmten motorischen Situationen verursachen.
Schaft (SOC)	Der Schaft stellt die Schnittstelle zwischen dem Prothesennutzer und der Prothese dar. Ein Großteil alltäglicher Probleme und Einschränkungen von Prothesenträgern können auf einen schlecht anliegenden Schaft zurückgeführt werden. Dieser hat somit starken Einfluss auf die Akzeptanz und somit auch auf die Nutzung und Funktion der Prothese.
Mobilität (MOB)	Ein zentrales Ziel bei der Entwicklung von Prothesen ist die Erweiterung der Mobilität des Nutzers. Diese umfasst die möglichen Bewegungsarten und -situationen wie Fortbewegung, Stehen und Übergangssituationen (z. B. Aufstehen), die der Nutzer ausführen möchte.
Außenwirkung (OUT)	Die Außenwirkung der Prothese als technischer Aspekt umfasst Punkte wie Aussehen und Akustik. Diese Eigenschaften der Prothese haben Einfluss auf die persönliche und gesellschaftliche Akzeptanz des Prothesenträgers und seiner Umwelt.



6 Entwicklung und Validierung eines Algorithmus zur Gangerkennung

Für eine adäquate Unterstützung eines Amputierten durch ein technisches System ist es erforderlich, den korrekten Zeitpunkt und Umfang der Unterstützung zu kennen. Für den hier fokussierten Rotationsadapter erfolgt die Auswahl der Sollparameter für die transversalen Torsionssteifigkeit (TTS) und den transversalen Fußwinkel (TFW) aus der Basis-Setup-Matrix (BSM, vgl. Abschnitt 4.5). Hierzu sind die Ganginformationen Gangphase, -geschwindigkeit und -richtung notwendig, wie in Abbildung 6.1 dargestellt. Die Gangerkennung verfolgt den Ansatz einer sensorminimalen Anwendung mit Nutzung von lediglich zwei Winkelgeschwindigkeiten des Unterschenkels. Die Sensorsignale einer IMU werden durch einen Algorithmus ausgewertet, um somit Informationen über die aktuelle Gangsituation des Nutzers zu erhalten. Der Algorithmus wurde auf Basis von Messdaten transtibial Amputierter aus Kapitel 4 sowie von Nichtamputierten entwickelt und simulativ validiert [136, 180]. Im Folgenden wird die grundlegende Struktur des Algorithmus zur Berechnung der drei Ganginformationen sowie eine Validierung der Informationsbereitstellung mittels Probandenstudien vorgestellt.

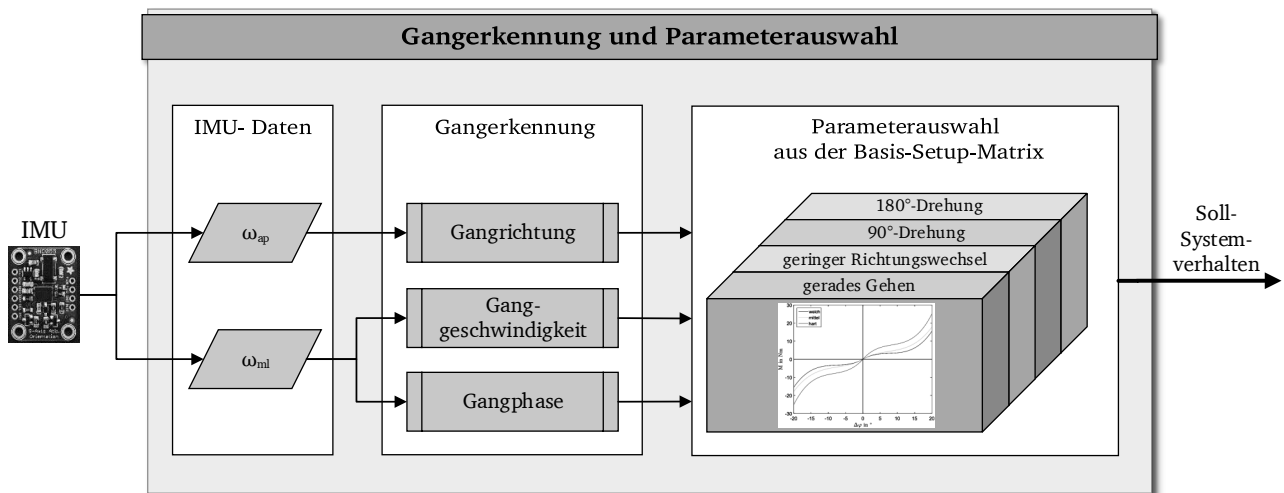


Abbildung 6.1: Gangerkennung und Parameterauswahl zur Definition des Soll-Systemverhaltens auf Basis der erfassten Winkelgeschwindigkeiten des Unterschenkels in Sagittalebene (ω_{ml}) und Frontalebene (ω_{ap})

6.1 Gangphasen und -geschwindigkeit

Ein Gangzyklus (GC) wird in die Stand- und Schwungphase unterteilt (vgl. Abschnitt 2.2.1). Diese Unterteilung erfolgt in der Regel durch die Aufstandskraft F_{pd} . Die Standphase beginnt mit dem Fersenauftritt (HS) bei 0 % GC und endet mit der Zehenablösung (TO), wie in Abbildung 6.2 dargestellt. Auf die Standphase folgt die Schwungphase bis zum erneuten HS (100 % GC). Zur Vermeidung kostenintensiver Sensorik zur Belastungserfassung von F_{pd} , wird in dieser Arbeit ein alternativer Ansatz zur Identifikation der Gangphasen mittels Analyse der Bewegungssignale vorgestellt.

Die Ergebnisse aus Fragestellung C in Kapitel 4 zeigen eine gute Eignung der Winkelgeschwindigkeiten ω_{ml} (in Sagittalebene) und der Vertikalbeschleunigung a_{pd} (vgl. Definition des Koordinatensystems in Abschnitt 2.1) durch ihren charakteristischen Kurvenverlauf. In einer experimentellen Evaluation zeigte sich eine Erfassung von Entscheidungsmerkmalen zum Zeitpunkt der Gangphasenwechsel, wie zum Beispiel Amplitudenextremwerte, -schwellwerte oder Nulldurchgänge, durch die Beschleunigung a_{pd} als ungeeigneter gegenüber der Winkelgeschwindigkeit ω_{ml} [136]. Deshalb wird ω_{ml} als Indikatorsignal für die Gangphasenerkennung verwendet, welches bei Gangerkennungen [9, 20, 34, 80, 81, 121] bereits Einsatz findet.

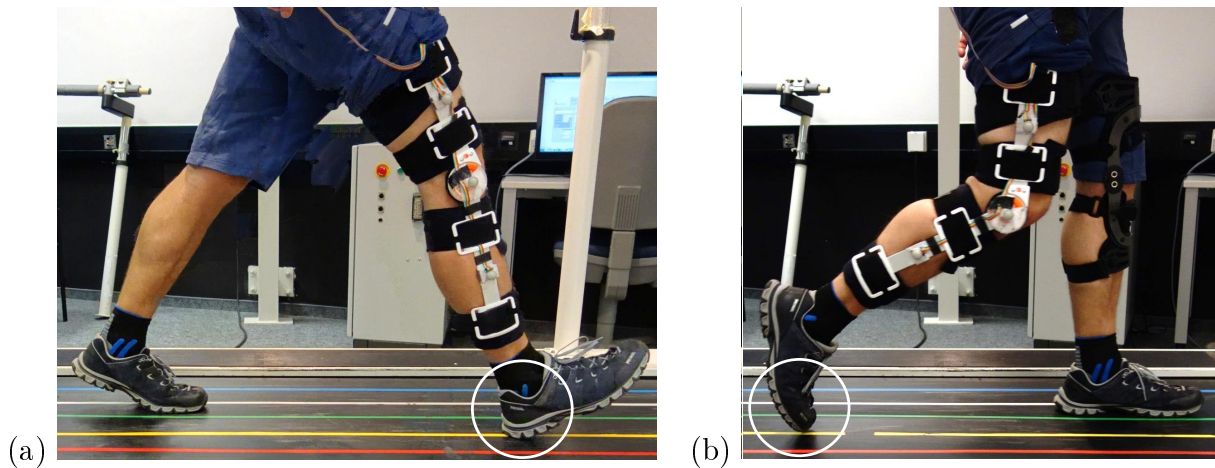


Abbildung 6.2: Nichtamputierter Proband mit Messorthese am rechten Bein während des HS (a) und während des TO (b)

Die Funktionsweise der Gangphasenerkennung wird im Folgenden anhand der Abbildung 6.3 erläutert. Exemplarisch ist die Axialkraft F_{pd} (gestrichelt) sowie die Unterschenkel- Winkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene ω_{ml} (blau) für zwei Gangzyklen visualisiert. Bei Betrachtung des Verlaufs der Winkelgeschwindigkeit ω_{ml} kann eine Schätzung des Standphasenbeginns (HS) über eine Erfassung des ersten positiven Amplitudenextremwertes (HS**) angenähert werden [9, 34, 80, 81, 106, 121, 180]. Laut Behoodi et al. [20] führt eine Erkennung des Nulldurchgangs von ω_{ml} (HS*) zu einer robusteren und exakteren Schätzung des Standphasenbeginns. Für die Gangphasenerkennung durch den Algorithmus in dieser Arbeit wird im Folgenden der HS* verwendet. In der Validation des Algorithmus wird unter anderem die Nutzung von HS* zu HS** gegenüber gestellt und bestätigt die bessere Eignung von HS* (siehe Tabelle 6.1).

Für eine Schätzung des TO wird der Amplitudenextremwert TO^* in der finalen Standphase genutzt. In diesem Bereich des Ganges findet zur Unterstützung der Fortbewegung eine Extension des Sprunggelenks statt. Somit erfährt der Unterschenkel bereits vor dem TO einen Wendepunkt der Unterschenkelgeschwindigkeit (TO^*), welcher hier für eine Schätzung des TO herangezogen wird. Die Echtzeitanalyse zur Erfassung des TO^* erfolgt nach einer Wartezeit t bei Überschreiten eines Schwellwertes S , welcher über die Höhe des HS^{**} -Amplitudenextremwertes definiert wird (siehe Abbildung 6.3). Die Wartezeit dient zum Ausschluss der Erfassung des typischen zweiten Amplitudenpeaks nach HS^{**} . Der Schwellwert verhindert eine Erfassung von lokalen Maxima, welche zum Beispiel durch Rauschen oder externe Einflüsse entstehen.

Die Schwungphase ist durch einen charakteristischen negativen Amplitudenextremwert (MSA^*) gekennzeichnet, welcher den Zeitpunkt des Verzögerungsbeginns vor dem Aufsetzen des Fußes darstellt. Der Algorithmus zur Gangphasenerkennung basiert auf einem Zustandsautomaten mit den eindeutigen Gangphasenereignisse HS^* und TO^* sowie MSA^* als Zustände und ist als Ablaufdiagramm in Abbildung 6.4 visualisiert.

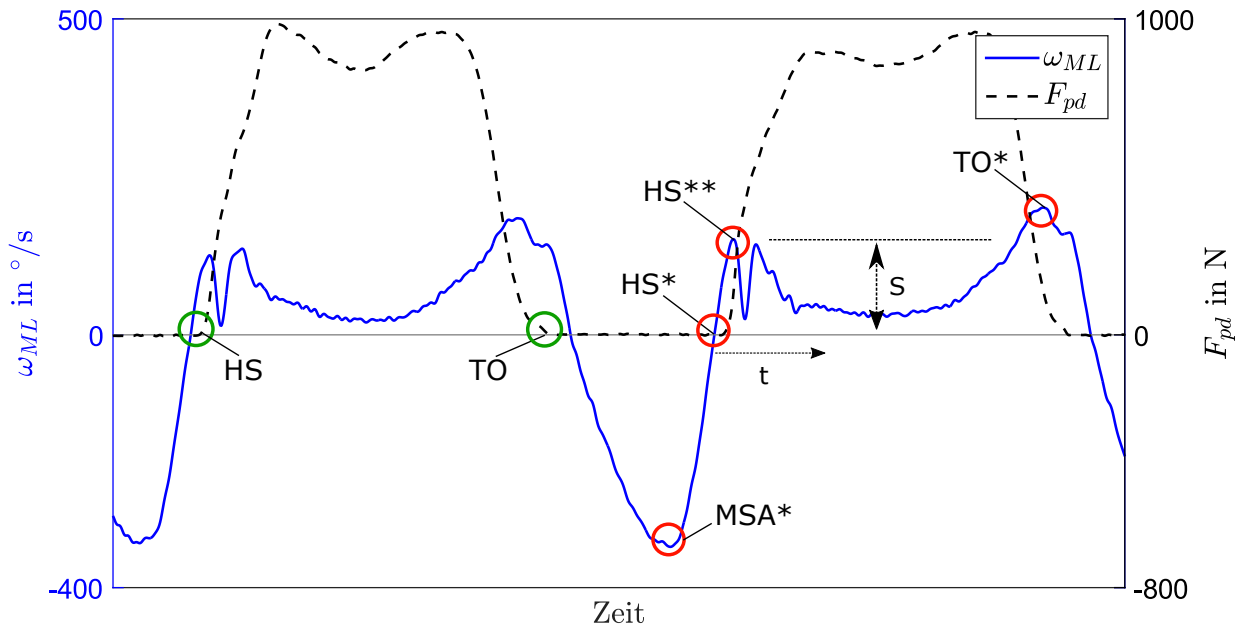


Abbildung 6.3: Darstellung der charakteristischen Gangphasenereignisse Fersenauftritt (Heel Strike, HS) und Fußzehenablösung (Toe Off, TO) zur Differenzierung der Gangphase, identifiziert durch die vertikale Bodenreaktionskraft F_{pd} der Kraftmessplatte sowie potentielle Erkennungsmerkmale der Unterschenkelwinkelgeschwindigkeit ω_{ml} HS^* , HS^{**} , TO^* und MSA^* zur Schätzung von HS und TO, am Beispiel von zwei Gangzyklen

Nach einer Initialisierungsphase startet der Algorithmus die Gangphasenerkennung durch Identifizierung der Schwungphase durch den MSA^* . Bei Erkennung des Nulldurchgangs von negativer zur positiven Amplitude (HS^*) wird die Gangphaseninformation (GP) in Form eines beliebigen Wertes $GP > 1$ ausgegeben. Der Amplitudenwert von HS^{**} wird erfasst und als Schwellwert S definiert. Nach Ablauf der Wartezeit t beginnt die Detektion von TO^* durch das Überschreiten des Schwellwertes S . Nach Erfassung von TO^* oder dem Nulldurchgang (positivem zu negativem Wert) beginnt der Zyklus von vorn.

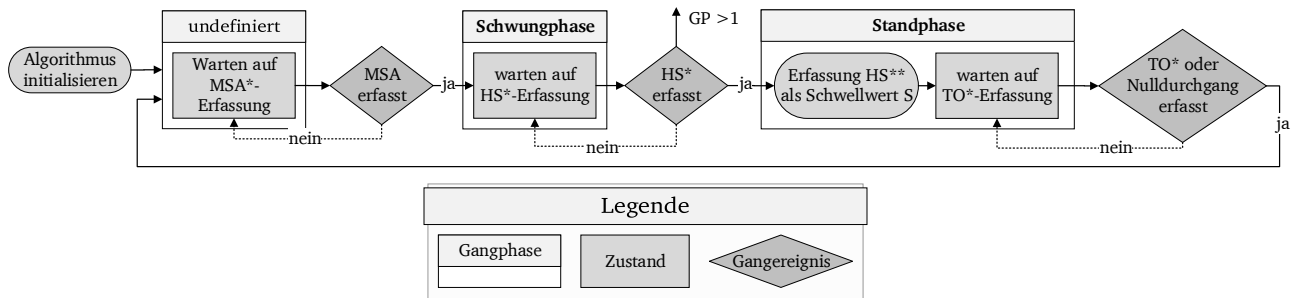


Abbildung 6.4: Ablaufdiagramm des Zustandsautomaten zur Unterscheidung der Gangphasen auf Basis der geschätzten Gangereignisse Fersenauftritt (HS*), Fußzehenablösung (TO*) und Beginn der Vorschwungverzögerung (MSA*)

Der Gangerkennungsalgorithmus wird anhand von Untersuchungen mit Nichtamputierten validiert. Hierzu wurde das in Abbildung 6.5 dargestellte Messsystem aufgebaut und verwendet. Es besteht aus einer Orthese, ausgestattet mit einer IMU (vgl. Kapitel 3) zur Bewegungserfassung des Unterschenkel, sowie einem National Instruments myRIO zur Datenverarbeitung und Speicherung.

Ziel der im Folgenden vorgestellten Untersuchungen ist es, den auf der myRIO-Software in Lab-View implementierten Algorithmus zur Gangerkennung zu validieren. Hierzu werden die Winkelgeschwindigkeiten ω_{ml} mit der IMU am rechten Unterschenkel des Probanden mit 500 Hz erfasst und durch den Algorithmus verarbeitet. Die Messungen zur Validierung der Gangphase und -geschwindigkeit fanden auf einem mit Kraftmessplatten ausgestatteten Laufband statt (siehe Abbildung 6.2). Gleichzeitig wurde mittels eines Infrarot-Bewegungsmesssystems (vgl. Abschnitt 2.4.1) die Bewegungen der Messorthese über drei Infrarot-Reflektoren erfasst und mit den IMU-Bewegungsdaten abgeglichen. Ein hier nicht vorgestellter Vergleich zeigt in der Analyse keine signifikante Differenz der Bewegungsdaten beider Systeme und bestätigt die Eignung des IMU zur Verwendung als Bewegungssensor für die Gangerkennung.

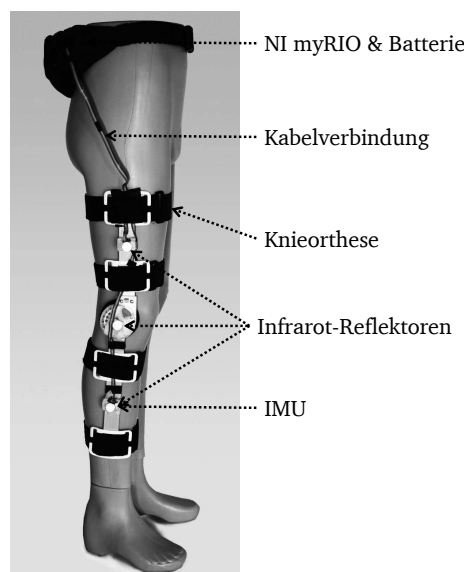


Abbildung 6.5: Messorthese zur Erfassung von Bewegungsdaten mittels einer IMU, Foto: [16]

Nach Anlegen des Messsystems und der Eingewöhnungsphase an das Messsystem wurden die Messungen mit zwölf nichtamputierten Probanden durchgeführt. Hierbei wurden pro Proband jeweils eine Minute fünf konstante Ganggeschwindigkeiten (GG) gemessen. Die GG wurden ausgehend von einer typischen Komfortgeschwindigkeit von $1,3 \frac{m}{s}$ eines gesunden Nichtamputierten [152] um je zwei Stufen mit $0,4 \frac{m}{s}$ jeweils schneller und langsamer ausgeführt. Die fünf untersuchten Ganggeschwindigkeiten $0,5 \frac{m}{s}$, $0,9 \frac{m}{s}$, $1,3 \frac{m}{s}$, $1,7 \frac{m}{s}$ und $2,1 \frac{m}{s}$ decken somit einen Bereich vom sehr langsamen Gehen bis zum Übergang zum Rennen [128] ab.

Die Datenanalyse erfolgt für die Zeiten zwischen dem realen HS und TO zu den detektierten Ereignissen durch den Algorithmus (HS* und TO*).

Die in Abbildung 6.6 dargestellten Zeiten t_{HS*} und t_{TO*} definieren die zeitlichen Abstände zwischen den ausgewählten charakteristischen Erkennungsmerkmale der Winkelgeschwindigkeit ω_{ml} und den real auftretenden Gangphasenereignissen. Auf diese Weise wird der Nulldurchgang der Winkelgeschwindigkeit HS* mit dem realen HS sowie dem Amplitudenmaximum für TO* mit dem realen TO verglichen. Die aus dem Algorithmus resultierende Gangphasenerkennungszeiten $t_{GP, HS*}$ und $t_{GP, TO*}$ geben die Zeitdiskrepanzen zwischen den realen HS und TO zu den Identifikationszeitpunkten der Gangphase GP (lila Strichpunktcurve) durch den Algorithmus an. Des Weiteren wird die Zeit zwischen HS und HS** als t_{HS**} definiert, welche für die Auswertung des HS** hinsichtlich einer Eignung als Gangphasenerkennungsmerkmal für den HS notwendig ist.

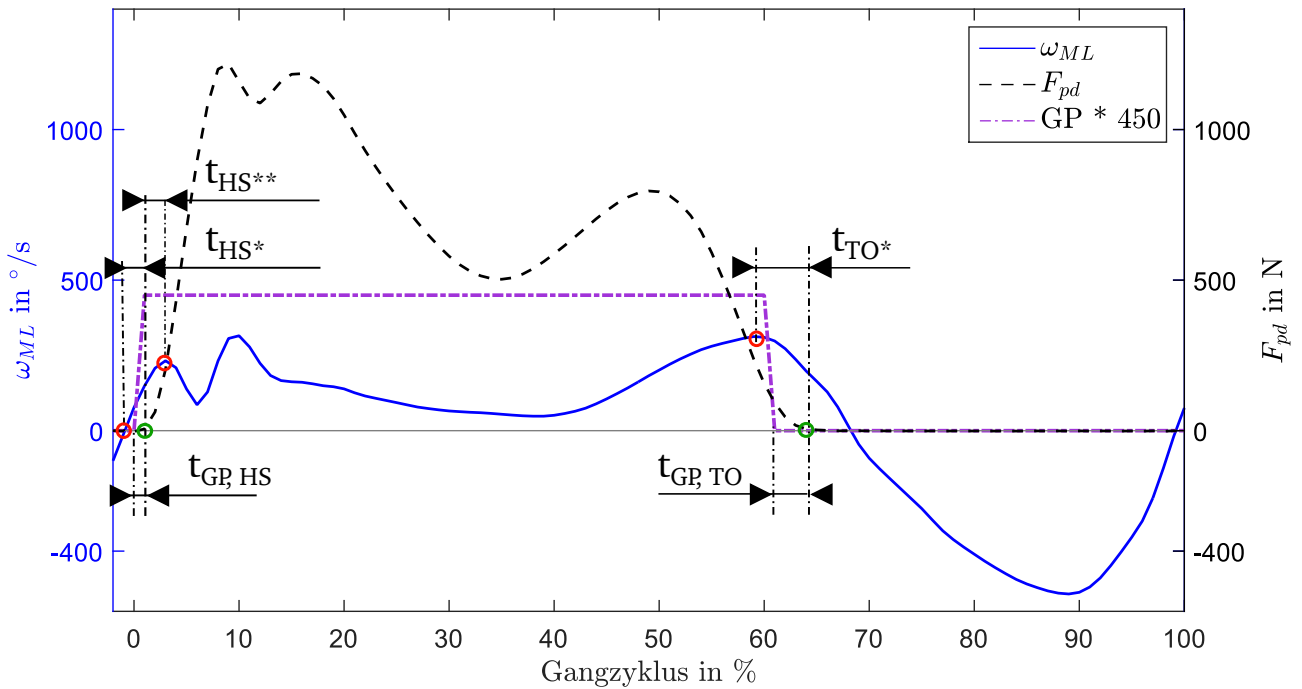


Abbildung 6.6: Definition der Zeiten anhand exemplarischer Werteverläufe zur Validation des Gangerkennungsalgorithmus zwischen dem über die Winkelgeschwindigkeit ω_{ml} geschätzten Fersenkontakt (HS*) und der Fußzehenablösung (TO*) zu dem realen Fersenkontakt (HS) und der Zehenablösung (TO) auf Basis der Kraft F_{pd} . Der Gangphase GP (lila strich-punktierte Kurve) wird in der Standphase ein Wert von 450 und in der Schwungphase ein Wert von 0 zugeordnet.

In Tabelle 6.1 aufgelistet sind die Quotienten aus den absoluten zeitlichen Abständen $t_{HS^*}/t_{HS^{**}}$ für alle zwölf Probanden und fünf GG. Langsame und schnelle GG zeigen bei Probanden vereinzelt eine schlechtere Eignung (Quotient > 1). In Summe zeigt jedoch HS^* eine bessere Eignung zur Schätzung des HS gegenüber HS^{**} .

Tabelle 6.1: Quotienten der Zeiten $t_{HS^*}/t_{HS^{**}}$ für zwölf Probanden und fünf Ganggeschwindigkeiten zeigen die bessere Eignung von HS^* gegenüber HS^{**} zur HS-Schätzung

GG	Proband												Mittelwert
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
0,5 m/s	2,03	0,57	0,49	0,8	0,02	0,26	0,05	0,28	0,01	0,12	0,35	1,22	0,517
0,9 m/s	0,35	0,54	0,28	0,57	0,24	0,12	0,07	0,23	0,42	0,49	0,45	0,52	0,357
1,3 m/s	0,21	0,38	0,28	0,37	0,28	0,17	0,16	0,26	0,23	0,38	0,47	0,04	0,269
1,7 m/s	0,37	0,25	0,31	0,18	0,25	0,10	0,89	0,34	0,24	0,49	0,38	0,10	0,325
2,1 m/s	0,25	0,22	1,23	0,02	0,21	0,16	1,06	0,31	0,30	0,29	0,19	0,07	0,359

Die Analyseergebnisse für die zwölf Probanden mit je fünf Ganggeschwindigkeiten sind in Abbildung 6.6 als interpolierte Trendkurven veranschaulicht. Zur Verdeutlichung der Größenordnung sind die Zeitdifferenzen auf 100 % Gangzyklus bezogen. Anhand von Abbildung 6.7a ersichtlich, sind stark probandenspezifische Schwankungen von t_{HS^*} , welche zwischen -2,6 % GC (Nulldurchgang vor dem HS) bis +3,1 % GC (Nulldurchgang nach dem HS) unabhängig von der Ganggeschwindigkeit bestehen. Diese können durch die unterschiedliche Beinkinematik in Verbindung mit individuellen Vorlieben der Schrittlänge und Kadenz entstehen. Die aus den Schwankungen von t_{HS^*} resultierenden Detektionszeiten des Algorithmus für t_{GP, HS^*} sind in Abbildung 6.6b für den HS^* dargestellt und betragen zwischen -1,9 % GC bis +3,8 % GC. Somit ist die Detektion des HS für eine Basis-Regelung verwendbar.

In Abbildung 6.6c zeigen die Untersuchungsergebnisse von t_{TO^*} eine Streuung des ω_{ml} -Maxima (für TO^*) zwischen -8,8 % GC bis -0,1 % GC vor dem TO. Diese basieren ebenfalls auf individuellen Gegebenheiten, jedoch kann vereinzelt eine Tendenz zu einer Ganggeschwindigkeitsabhängigkeit beobachtet werden (Proband 3, 9, 10). Die resultierende Detektionszeit t_{GP, TO^*} liegt bei -38,9 % GC bis -1,3 % GC vor dem realen TO (siehe Abbildung 6.6d). Ein massiv zu früh detektierte TO (z. B. bei -38 %) könnte ohne weitere Korrekturmaßnahmen einer Verwendung für Regelungen im Weg stehen.

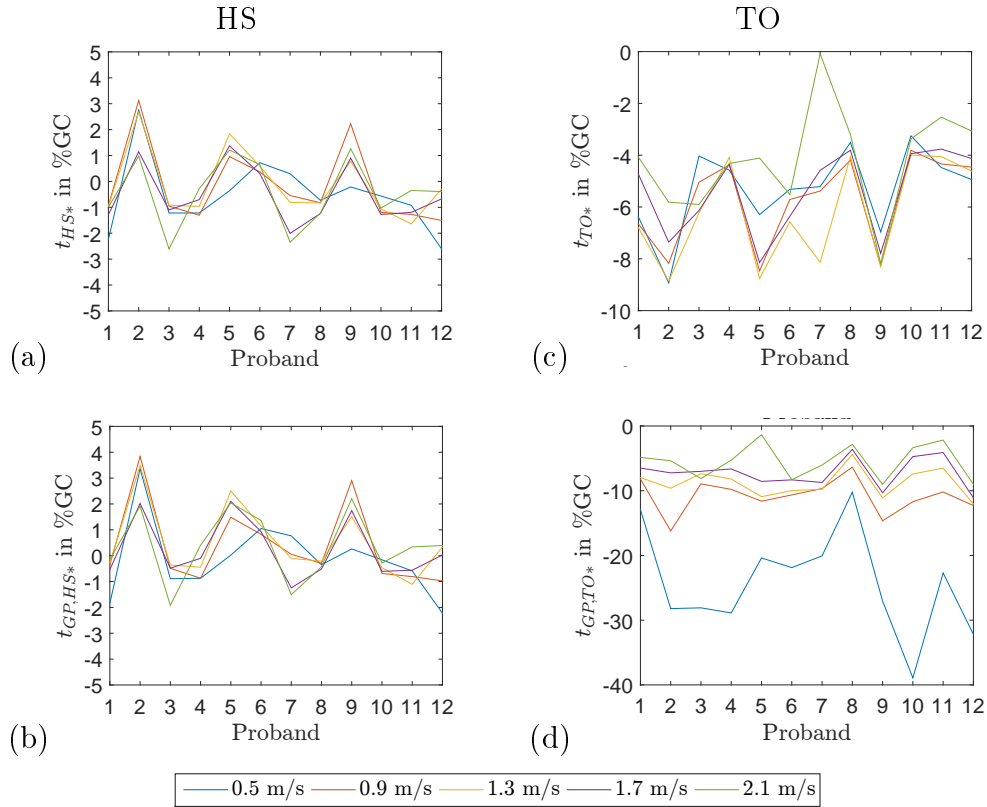


Abbildung 6.7: Interpolierte Analyseergebnisse der Algorithmusdetektion von HS* und TO* zu den realen HS und TO bezogen auf 100 % Gangzyklus für zwölf Probanden und je fünf GG; t_{HS^*} und t_{TO^*} stellen die Zeiten zwischen den detektierten Ereignissen in den Daten von ω_{ml} zu HS und TO dar, während t_{GP,HS^*} und t_{GP,TO^*} die Zeit zu der Informationsausgabe durch den Algorithmus angeben

Weiterhin zeigen die Ergebnisse von t_{TO^*} eine Geschwindigkeitsabhängigkeit. Bei besonders langsamen GG wird der TO* signifikant zu früh erkannt, welches durch die TO*-Erkennung mittels des Schwellwertes S begründet wird. Weitere Analysen, hier nicht vorgestellt, zeigen eine ausgeprägte Streuung der HS*-Amplitude in Abhängigkeit der GG, welche für die Schwellwertdefinition verwendet wurde. Zur exakteren Detektion des TO* ist der Schwellwert und die Wartezeit durch eine höhere Anzahl an Probandendaten zu optimieren.

Die Abhängigkeit der t_{GP,TO^*} -Analyseergebnisse sowie die Korrelation zwischen GG und Stumpfbelastungen [32, 108] erfordern eine Betrachtung des Geschwindigkeitseinflusses auf den Verlauf von ω_{ml} . In Abbildung 6.8 sind die gemittelten Kurvenverläufe von ω_{ml} und F_{pd} für die untersuchten GG exemplarisch für einen Probanden dargestellt. Hierbei sind die TO*-Amplitudenextrempunkte pro GG als Sterne und die Fersenauftritte als Punkte markiert. Bei zunehmender GG erfolgt eine Verkürzung der Standphase und ein höherer sowie im GC früherer ω_{ml} -Amplitudenextrempunkt [108]. Der HS*-Amplitudenextremwert hingegen steigt nicht proportional dazu an. Folglich sollte eine künftige Schwellwertdefinition in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit, zum Beispiel durch einen Offset-Integration, erfolgen. Zur TO-Detektion kann eine Totzeit auf den detektierten TO* addiert werden, um eine exaktere Schätzung des Standphasenendes zu ermöglichen.

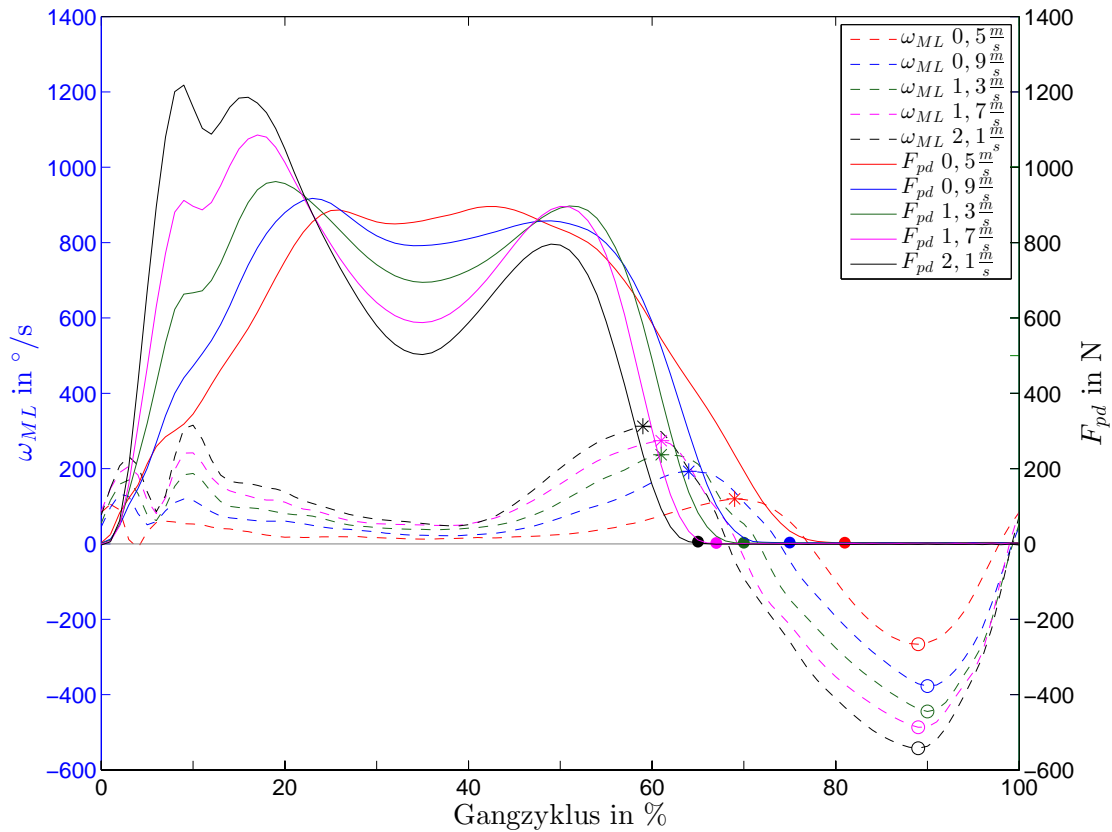


Abbildung 6.8: Eine Variation der Ganggeschwindigkeit führt zu Variationen in den Winkelgeschwindigkeiten ω_{ml} (gestrichelt), der Kräfte F_{pd} sowie der Standphasendauer (TO als Punkt markiert), TO* (Sterne) und MSA*s (Kreise)

Die Kenntnis der GG ist neben der Bedeutung für die Gangphasendetektion auch für die Parameterauswahl aus der BSM relevant, da die erforderliche TTS und der TFW mit Änderung der GG variieren (vgl. Abschnitt 4.5). Die Schätzung der GG erfolgt mittels der Erfassung des Amplitudenextremwertes in der Schwungphase (MSA*) und einem Korrelationsfaktor. In Abbildung 6.8 als Kreis markiert, zeigen die MSA*-Amplitudenwerte eine Korrelation mit den betrachteten GG. Diese MSA*-Werte sind in Abbildung 6.9 als Absolutwerte über die untersuchten Ganggeschwindigkeiten dargestellt und zeigen einen leicht degressiven Verlaufstrend bei zunehmender GG. Ebenfalls ersichtlich ist eine hohe Varianz zwischen den Probanden, welches bei Nutzung einer Mittelwertkurve (gemittelter Korrelationsfaktor) einen mittleren Fehler von $0,32 \frac{m}{s}$ inkludieren würde. Weitere Untersuchungen zeigen ebenfalls eine große Streuung der Probanden bei der Schrittfrequenz und Schrittlänge gegenüber der Ganggeschwindigkeit (siehe Abschnitt D.2), welches auf einen starken individuellen Probandeneinfluss schließen lässt [51].

Folglich ist aufgrund der starken Auswirkungen individueller Gangmuster eine hinreichend genaue GG-Schätzung mittels MSA* nur durch individuelle Kennlinienbestimmung der MSA*-Werte für verschiedene GG möglich. Dies kann im Rahmen einer Hilfsmittelversorgung durch Messungen auf einem Laufband bei konstanten GG erfolgen und als Kennlinie in dem Erkennungsalgorithmus implementiert werden.

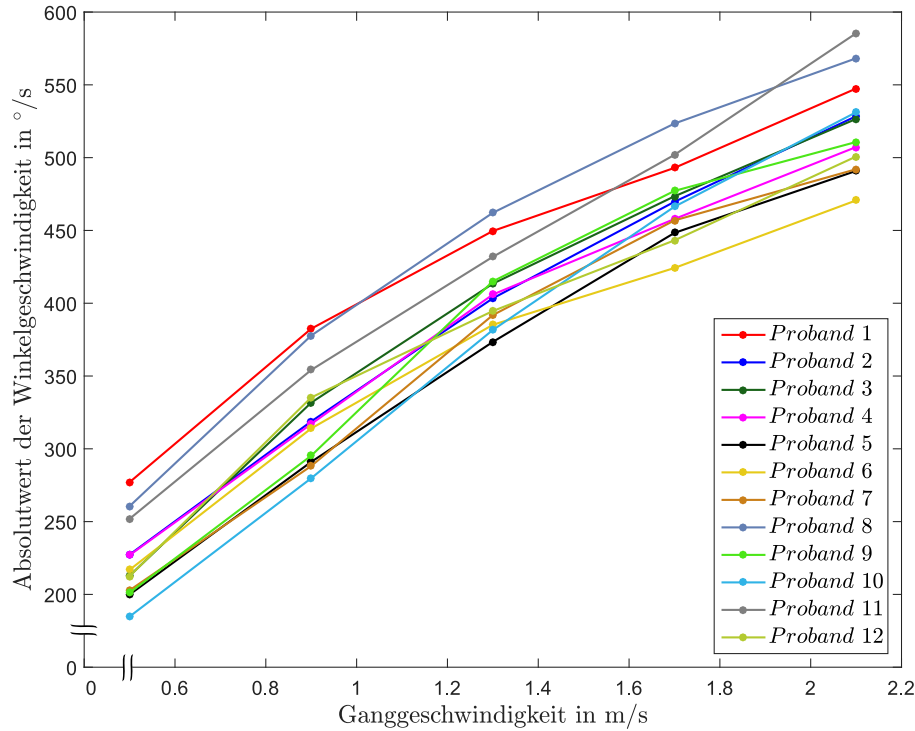


Abbildung 6.9: Verlauf des Betrages von MSA* bei den untersuchten Geschwindigkeiten von zwölf Nichtamputierten

Zusammenfassend zeigt die Validierung der Gangphasenerkennung durch Probandenversuche in fünf Ganggeschwindigkeiten eine gute Eignung der HS-Schätzung mit Abweichungen von -2,6 % GC (Nulldurchgang vor dem HS) bis +3,1 % GC (Nulldurchgang nach dem HS). Die Schätzung des TO liegt durch die Algorithmusimplementierung bei Geschwindigkeiten unter $0,9 \frac{m}{s}$ bei bis zu -38,9 % GC-Zeit und über $0,9 \frac{m}{s}$ bei etwa -15 % GC-Zeit vor dem realen Ereignis. Durch Optimierung der TO*-Erfassung könnte die Detektionszeit auf den t_{TO*} -Wert bis zu -8,8 % GC-Zeit gesenkt werden. Umgebungseinflüsse sowie die Nutzung eines Laufbandes können Bewegungsmuster verändern [46], weshalb eine Validierung außerhalb eines Ganglabors zur besseren Abbildung realer Situationen notwendig ist (vgl. Abschnitt 2.4.1).

Eine GG-Schätzung anhand einer MSA*-Detektion konnte mit einem Fehler von $0,32 \frac{m}{s}$ validiert werden. Die individuellen Gangmuster der Probanden erlauben somit keine Annahme einer generalisierten Kopplung zwischen MSA*-Amplitudenwert und Ganggeschwindigkeit. Für eine exakte GG-Schätzung sind individuelle Kopplungsverhalten mittels eines Laufbandes und einer IMU zu erfassen und in dem Algorithmus zu implementieren.

6.2 Gangrichtung

Ein Literaturrecherche zur Detektion der Gangrichtung mittels IMU zeigt Ansätze mit einer IMU-Platzierung nahe der Wirbelsäule [8, 150], Hüfte [50] oder auf dem Schuh [132] oder IMU-Netzwerk (neun IMUs am Körper verteilt) [143]. Veröffentlichungen basierend auf einer sensorminimalen Gangrichtungserkennung mit Nutzung eines IMUs am Unterschenkel, wie es in

dieser Anwendung erfolgt, sind bis dato nicht bekannt. Die Fragestellung C in Kapitel 4 analysiert die Eignung der IMU-Sensorsignale hinsichtlich charakteristischer Erkennungsmerkmale zur Gangrichtungsunterscheidung. Die Ergebnisse der Fragestellung bestätigen dem Unterschenkelwinkel ψ_{pd} (in der Transversalebene) sowie der Unterschenkelwinkelgeschwindigkeit ω_{ap} (in der Frontalebene) eine gute Eignung zur Nutzung der Gangrichtungsunterscheidung. Die IMU-Datenbereitstellung kann für den auf der IMU berechneten Winkel ψ_{pd} mit einer Frequenz von 100 Hz oder für die Rohdatenwerte der Winkelgeschwindigkeit ω_{ap} mit 500 Hz erfolgen. Mit der Anforderung einer echtzeitnahen Erkennung der Gangrichtung werden im weiteren Vorgehen die Messdaten von ω_{ap} zur Gangrichtungserkennung verwendet. Initiales Ziel der Gangrichtungserkennung ist eine Unterscheidung zwischen geradem Gehen sowie Richtungsänderungen nach rechts oder links.

In Abbildung 6.10 exemplarisch dargestellt sind gemessene Kurvenverläufe von ω_{ap} bei geradem Gehen (grün), 90°-Drehung nach rechts (rot) und 90°-Drehung nach links (orange). Zur Verdeutlichung der zeitlichen Einordnung im Gangzyklus ist der Verlauf von ω_{ml} (blau). Eine Unterscheidung der Gangrichtungen erfolgt anhand der Amplitudenextremwerte (EW) von ω_{ap} in der ersten Hälfte der Schwungphase (circa 60 % GC bis circa 92 % GC) zwischen TO* und MSA*.

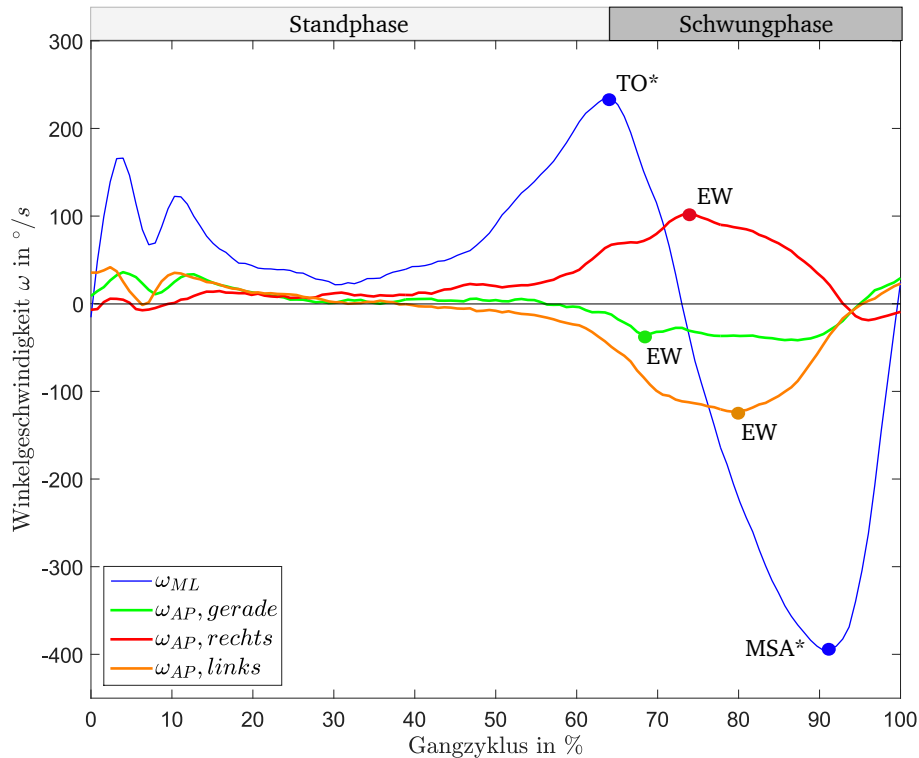


Abbildung 6.10: Differenzierung der Gangrichtung anhand der Extremwerte (EW) der Winkelgeschwindigkeit ω_{ap} zwischen dem detektierten TO* und MSA* der Winkelgeschwindigkeit ω_{ml}

In Abbildung 6.11 sind jeweils drei charakteristische Kurvenverläufe für gleiche Gangrichtungen und GG exemplarisch dargelegt. Die Amplitudenextremwerte variieren deutlich für jede Gangrichtung. Für eine Detektierung der Bewegungsrichtung ist das Ausmaß dieser Streuung relevant.

Die Berücksichtigung der Streuung findet über ein Algorithmustraining für die jeweiligen Bewegungsmuster einer Bewegungsrichtung statt. In dieser Anwendung erfolgt das Training für die Richtungsänderungsstrategie mittels Step-Turns (vgl. Abschnitt 2.2.2). Hierbei erfasst der Algorithmus jeweils die maximalen und minimalen EW jedes Bewegungsmusters, berechnet die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen (Standard Deviation, SD) als Maß der Streuung. Diese explorativ gewonnenen Werte finden in der Grenzwertdefinition in der Fuzzy-Logik Anwendung. Mittels der Fuzzy-Logik wird anhand dieser Grenzwerte zwischen den Gangrichtungen unterschieden.

Die hier verwendete Fuzzy-Logik ist in Abbildung 6.12 dargestellt und besteht aus einem linearen, trapezförmigen Fuzzy-Set für gerades Gehen sowie zwei Fuzzy-Sets mit Eckwerten [211] für Richtungsänderungen. Die Grenzwerte dienen der Fuzzy-Logik zur scharfen (Zugehörigkeit = 1) oder unscharfen Zuordnung (Zugehörigkeit < 1) jedes EWs zu einer Bewegungsrichtung. Hierbei bestehen für jede Gangrichtung jeweils harte und weiche Grenzwerte. Die Zugehörigkeit ist auf der Ordinate und die einzuordnenden Messwerte von ω_{ap} auf der Abszisse aufgetragen. EW innerhalb der scharfen Grenzen der Fuzzy-Menge werden mit der Zugehörigkeit = 1 den Bewegungsrichtungen zugeordnet. Die Zugehörigkeit der EW in den Teilmengen zwischen harten und weichen Grenzen kann an der Ordinate abgelesen werden.

An dem in Abbildung 6.11 dargestellten Beispiel wird die Definition der Grenzwerte exemplarisch vorgestellt und in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

Bei Richtungsänderungen nach rechts (rot) werden alle ω_{ap} -Amplitudenextremwerte (als Punkt markiert) erfasst. Der niedrigste dieser EW (103 °/s) wird als scharfer Grenzwert (sG_r) definiert. Der unscharfe Grenzwert (uG_r) berechnet sich aus dem sG_r minus der Standardabweichung SD_r (54 °/s) aller erfassten Richtungsänderungen nach rechts. Für die Richtungsänderung nach links (orange) erfolgt die Grenzwertbestimmung analog, wobei die SD_l (50 °/s) zum sG_l (-70 °/s) addiert wird (siehe Tabelle 6.2)

Beim geraden Gehen bestehen zwei scharfe Grenzwerte, welche die Abgrenzung zur Richtungsänderung nach rechts (sG_r+) bei 25 °/s und nach links (sG_r-) bei -35 °/s bilden. Die unscharfen Grenzwerte des geraden Gehen entsprechen hier den jeweiligen scharfen Grenzwerte der Richtungsänderungen.

Diese hier vorgestellten Grenzwerte sind individuell vom Probanden und dessen Muster für Richtungsänderungen abhängig (vgl. Abschnitt 2.2). Folglich kann durch Nutzung von individuell gewonnenen Grenzwerten eines Probanden die Rate der korrekt erkannten Richtungsänderungen gegenüber globalen Grenzwerten signifikant gesteigert werden [180]. Die verwendeten Grenzwerte der Richtungserkennung, welche im weiteren Verlauf in der Validierung beschrieben werden, sind in Anhang D aufgeführt.

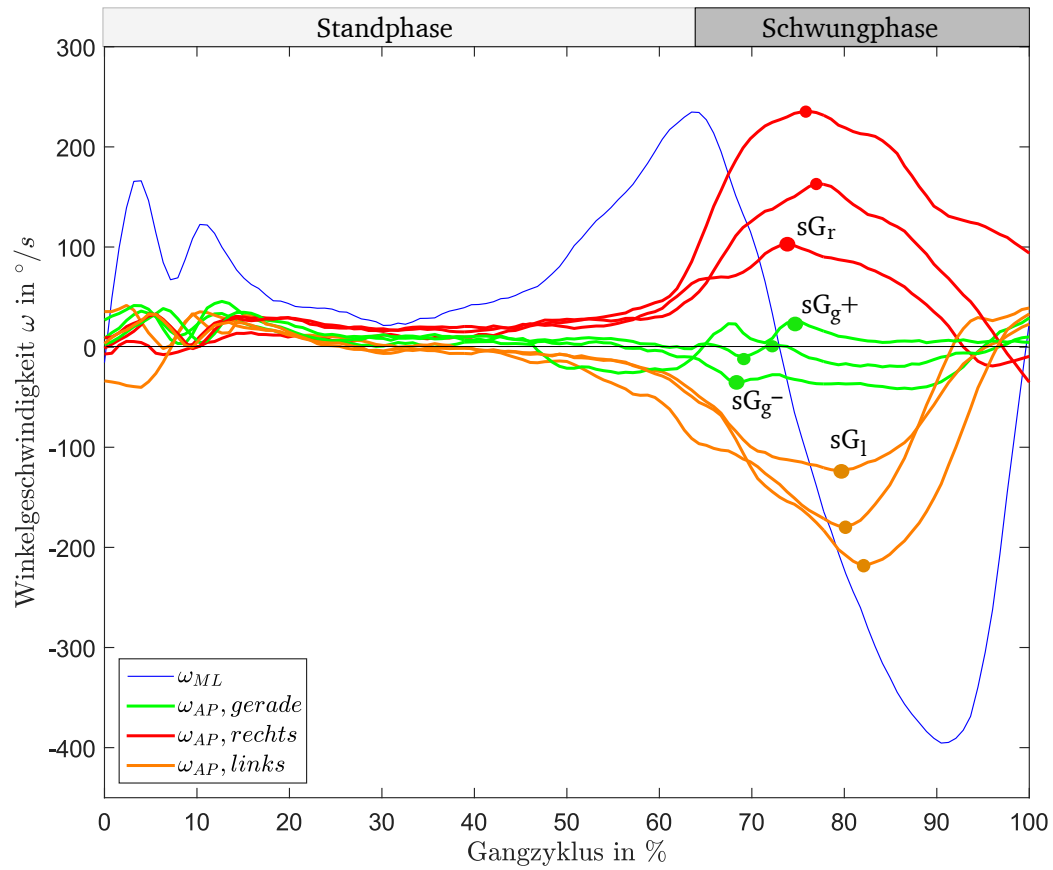


Abbildung 6.11: Bestimmung der scharfen Grenzwerte (sG) für die Fuzzy-Logik anhand von ω_{ap} -Extremwerten für die Gangrichtungen gerades Gehen (grün) sowie Richtungswechsel nach rechts (rot) und links (orange)

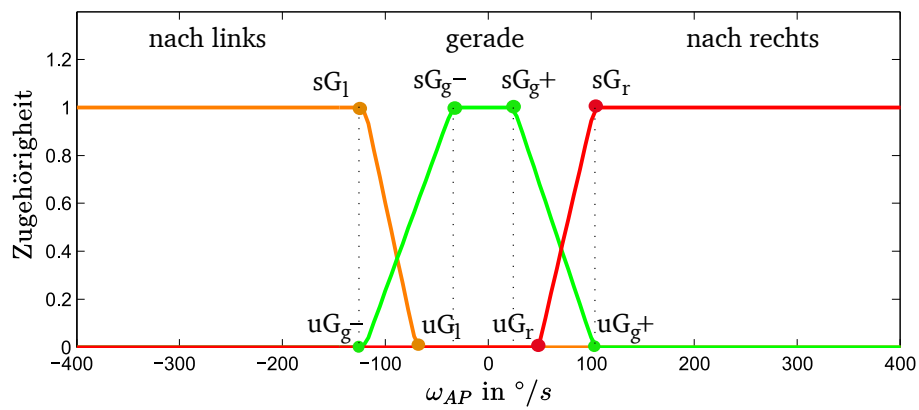


Abbildung 6.12: Verwendete Fuzzy-Logik zur Unterscheidung der drei Bewegungsrichtungen anhand von ω_{ap} -Amplitudenextremwerten mit scharfen Grenzwerten (sG) und unscharfen Grenzwerten (uG)

Tabelle 6.2: Berechnungsvorschrift für die Grenzwerte der Fuzzy-Logik zur Differenzierung nach der Bewegungsrichtung

	Grenzwert	Zugehörigkeit der Richtung
Richtungswechsel nach links	$\leq sG_l$	1
	sG_l bis uG_l	1 bis 0
	$\geq uG_l$	0
Gehen gerade	$\leq uG_g-$	0
	uG_g bis sG_g-	0 bis 1
	sG_g- bis sG_g+	1
	sG_g bis uG_g	1 bis 0
	$\geq uG_g+$	0
Richtungswechsel nach rechts	$\leq uG_r$	0
	uG_r bis sG_r	0 bis 1
	$\geq sG_l$	1

Zur Validierung der Gangrichtungsdifferenzierung erfolgten Messungen mit der bereits vorgestellten Messorthese mit acht Nichtamputierten in selbstgewählter Ganggeschwindigkeit. Jeder Proband absolvierte vor Testbeginn eine 40 m lange gerade Strecke. Weiterhin durchläuft er fünf mal einen quadratischen Kurs mit einer Seitenlänge von 3 m, jeweils links und rechts herum. Anhand der Messdaten dieser Vortests wurden für je 30 Schritte die individuellen Grenzwerte der unterschiedlichen Gangrichtungen für die Fuzzy-Logik ermittelt.

Für die Validierung absolvierten die Probanden fünf mal einen Parcours in Form einer Acht (siehe Abbildung 6.13) und zwei mal einen Parcours mit definiertem Weg um Hindernisse herum (siehe Abbildung 6.15). Die Analyse der Detektionsrate erfolgte mit Unterstützung von Videoaufzeichnungen der Versuche, den erfassten Messdaten und denen vom Algorithmus detektierten Gangrichtungen.

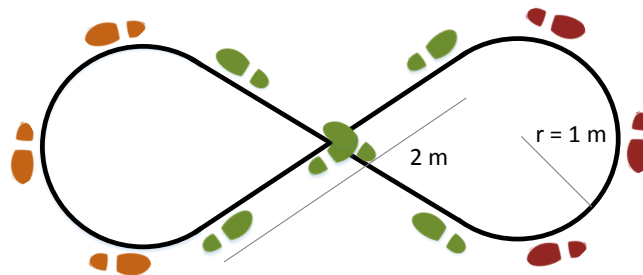


Abbildung 6.13: Parcoursverlauf in Form einer Acht zur Validierung der Gangrichtungserkennung

In Abbildung 6.14 sind die Messwerte und Richtungsdetektionen exemplarisch für einen Durchlauf des Parcours in Form einer Acht visualisiert, bei dem 100 % der Gangrichtung korrekt erkannt wurde. Zur Einordnung in die Gangzyklen sind ω_{ml} (blau) und die detektierte Gangphase (schwarz gepunktet) visualisiert. Der kolorierte ω_{ap} -Verlauf dient zur Differenzierung der

Bewegungsrichtung. Eine Parcoursrunde beginnt mit geraden Schritten (grün), einer Rechtskurve (rot), weiteren geraden Schritten und einer Linkskurve (orange). Die Amplitudenmaxima während jeder Schwungphase werden durch den Algorithmus der Gangrichtung zugeordnet und als beliebig wählbarer Wert als Richtungsinformation (hier 300 und als Strichpunktlinie illustriert) ausgegeben. Die Detektionsraten bei Durchführung des Testparcours in Form einer Acht ist in Tabelle 6.4 dargestellt.

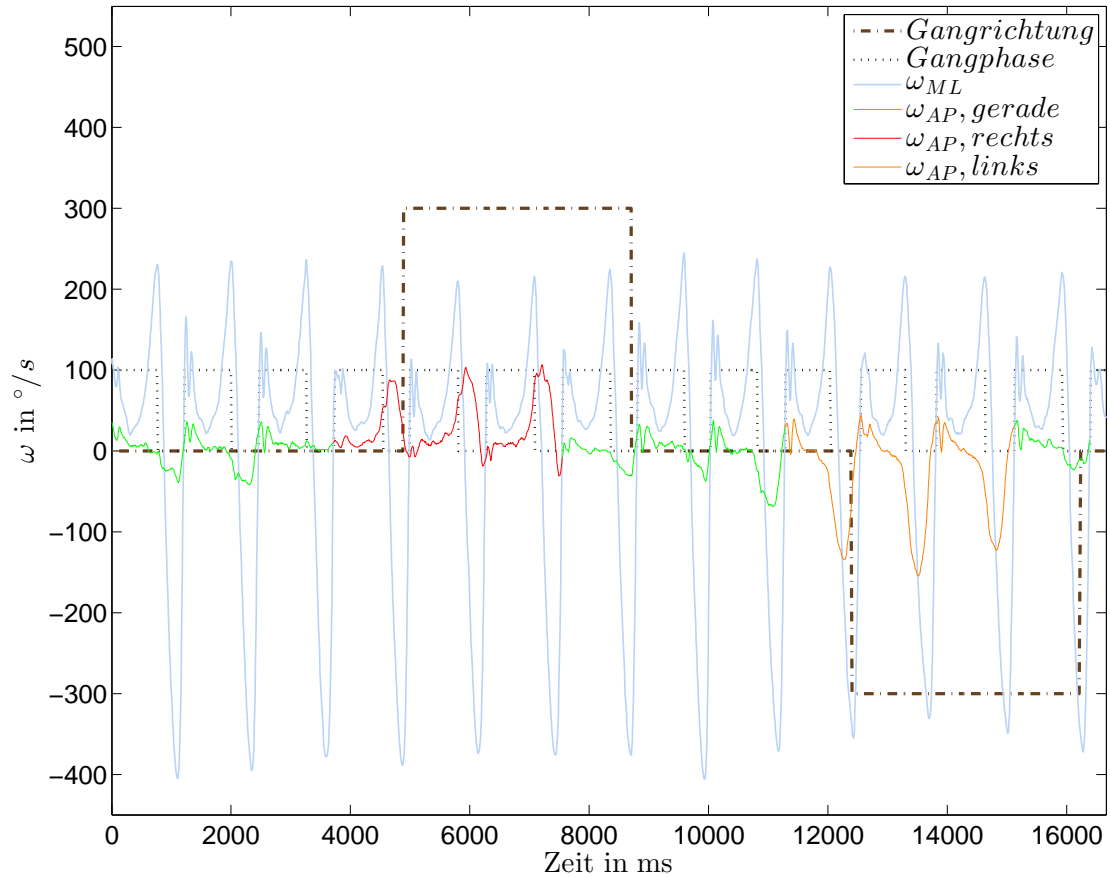


Abbildung 6.14: Erfasste Messdaten von ω_{ap} und Darstellung der Algorithmuserkennung (strichpunktuelle Linie) für einen Durchlauf des Testparcours

Die Analyse ergibt durchschnittlich korrekt erkannte Bewegungsrichtungen von 95,67 % für die acht Probanden. Auftretende Falschdetektionen können in Grenzwertfehler und Bewegungsfehler klassifiziert werden. Grenzwertfehler basieren auf suboptimalen Grenzwertdefinitionen in der Fuzzy-Logik. Ein Grenzwertfehler führt, durch die Struktur der Fuzzy-Logik, zu einer Nichtdetektierung von einer Richtungsänderung und wird somit als gerades Gehen identifiziert. Dies hat im Gesamtkontext eines Rotationsadapters mit variabler Steifigkeit eine unveränderte Einstellung der TTS und des TFW zufolge. Somit erfolgt keine Belastungsreduktion durch Variation dieser Parameter. Dieser Fall ist somit als unkritisch einzustufen. Grenzwertfehler können durch detailliertere Grenzwertbestimmung für die einzelnen Probanden individuell minimiert werden. Der Algorithmus ist für die Erkennung von Step-Turns (vgl. Abschnitt 2.2.2) ausgelegt, welche von Amputierten bevorzugt werden [89, 107]. Bewegungsfehler entstehen, wenn der Proband

eine andere Strategie zur Richtungsänderung, wie zum Beispiel den Swing-Turn, nutzt. Diese Strategie ist für Amputierte eine große Herausforderung und wird selten ausgeführt [199, 200, 201]. Eine Minimierung der Bewegungsfehler bedarf einer Erweiterung des Algorithmus für diese Bewegungsmuster und gegebenenfalls zusätzlicher Sensorik am kontralateralen Bein, welche hier aufgrund einer vermutlich nicht vorherrschenden Nutzerakzeptanz nicht empfohlen wird.

Tabelle 6.3: Erkennungsraten der korrekten erkannten Gangrichtung sowie der Fehlerarten von acht Nichtamputierten bei Durchführung des Testparcours in Form einer Acht

Proband	Parcours in Form einer Acht			
	korrekt erkannte Bewegungsrichtung in %	Grenzwertfehler in %	Bewegungsfehler in %	Schrittzahl
1	92,87	5,35	1,78	56
2	98,19	1,81	0	55
3	96,56	3,44	0	58
4	96,23	0	3,77	53
5	98,15	0	1,85	54
6	96,3	1,85	1,85	54
7	94	2	5,17	50
8	93,11	1,72	2,3	58
Mittelwert	95,67	2,02	2,3	48

Der zweite Parcours zur Überprüfung der Gangrichtungserkennung ist in Abbildung 6.15 abgebildet. Die Probanden durchliefen diesen Parcours zwei mal, ohne Vorgabe einer Ganggeschwindigkeit oder eines Bewegungsverhaltens. Die Analyse hinsichtlich der korrekten Richtungsdetektion erfolgte analog zu dem Parcours in Form einer Acht. Die Analyseergebnisse in Tabelle 6.4 von insgesamt 542 Schritten zeigen eine gemittelte Rate von korrekt erkannten Gangrichtungen von 97,39 %, 0,37 % Grenzwertfehler und 2,25 % Bewegungsfehler.

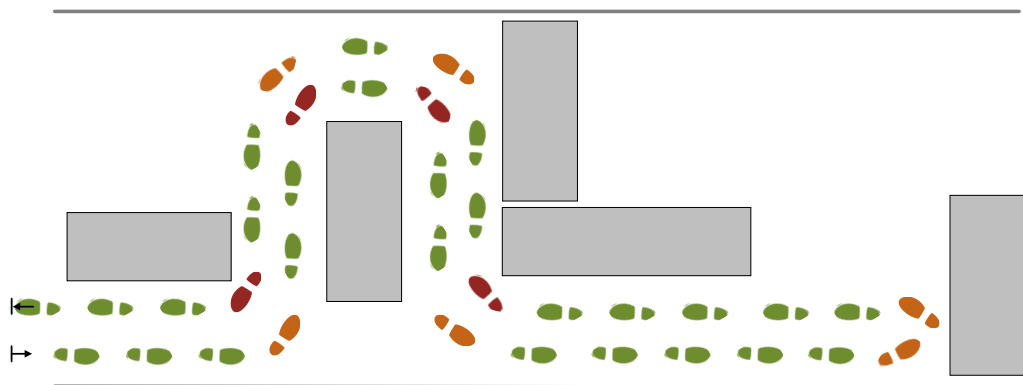


Abbildung 6.15: Parcours um Hindernisse zur Validierung der Gangrichtungserkennung

Zusammenfassend für die Gangrichtungserkennung ist festzuhalten, dass der Algorithmus zur Gangrichtungserkennung aktuell zwischen den drei Bewegungsrichtungen gerades Gehen sowie Richtungsänderung nach links und rechts differenziert. Die Detektionsraten korrekt erkannten Gangrichtungen liegen für die zur Validierung herangezogenen Parcours bei 96,67 % und 97,39 %, wobei 2,02 % und 0,37 % auf Grenzwertfehler und 2,3 % und 2,25 % auf Bewegungsfehler zurückzuführen sind. Diese Ergebnisse sind für die prototypische Anwendung vorerst ausreichend, sollten jedoch zum Beispiel durch eine detailliertere Grenzwertdefinition oder Ansätze von maschinellem Lernen (Machine Learning) [24] gesteigert werden.

Tabelle 6.4: Detektionsraten der Gangrichtungserkennung von acht Nichtamputierten bei Durchführung eines Hindernisparcours mit individuellen Grenzwerten der Fuzzy-Logik

Proband	Hindernisparcours			
	korrekt erkannte Bewegungsrichtung in %	Grenzwertfehler in %	Bewegungsfehler in %	Schrittan- zahl
1	100	0	0	68
2	96,88	0	3,12	64
3	100	0	0	72
4	100	0	0	68
5	92,87	1,42	5,7	70
6	93,84	1,51	4,65	66
7	97	0	3	66
8	98,5	0	1,5	68
Mittel- wert	97,39	0,37	2,25	67,75

Eine detailliertere Differenzierung nach Drehradien ist zur Zeit noch nicht implementiert, jedoch zeigen Voruntersuchungen das Potential einer detaillierteren Klassifizierung [136]. In Abbildung 6.16 exemplarisch dargestellt sind (gemittelte) ω_{ap} -Verläufe eines Probanden für verschiedene Kreisradien und Richtungen. Mit abnehmenden Kreisradius, also zunehmendem Winkel der Richtungsänderung, steigt der für die Gangrichtungserkennung herangezogene Amplitudenextremwert in der Schwungphase für Rechtsdrehungen und sinkt für Linksdrehungen. Unter Berücksichtigung der Varianz dieser Messwerte ist es möglich, den Algorithmus zu erweitern, eine Richtungsänderungen detaillierter zu klassifizieren und eine feinere Abstufung der BSM-Parameter zu ermöglichen.

Eine Analyse hinsichtlich des Zeitpunktes der Informationsbereitstellung durch den Algorithmus zeigt, dass ein Nutzsignal zwischen 30 ms bis 40 ms nach dem MSA* und somit hinreichend früh im GC verfügbar ist, um eine Regelung eines Systems durchzuführen.

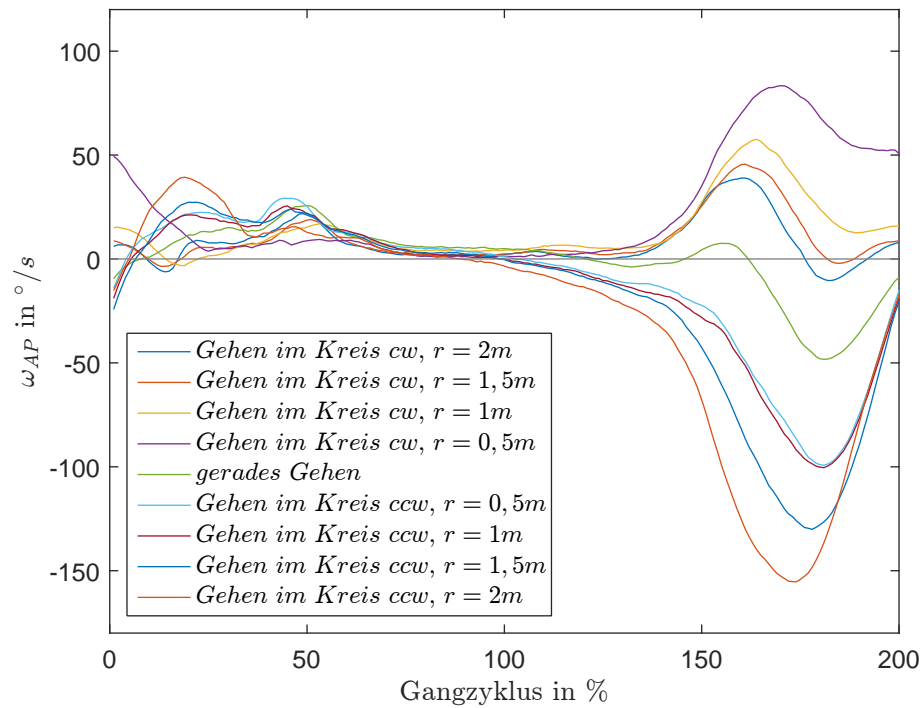


Abbildung 6.16: Gemittelte Messdaten von ω_{ap} eines Probanden für verschiedene Kreisradien zur Unterscheidung des Winkels der Richtungsänderung [136]



7 Entwicklung und Realisierung eines Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung

In diesem Kapitel wird die Entwicklung und Realisierung eines aktiven Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung (AvTS) vorgestellt. Das AvTS-System besteht aus einer Gangerkennung und Parameterauswahl, Sollgrößenadaption, Regelung und der AvTS-Hardware. Es ermöglicht eine Variation der transversalen Torsionssteifigkeit in der Standphase sowie eine Variation des transversalen Fußwinkels in der Schwungphase, um Belastungen am Stumpf des Nutzer zu reduzieren.

In Abbildung 7.1 ist eine Übersicht über das Gesamtsystem dargestellt. Die Softwarefunktion des AvTS-System besteht zum einen darin, mittels den IMU-Daten und der Gangerkennung (vgl. Kapitel 6) die empfohlenen Parameter als Sollgrößen für transversalen Torsionssteifigkeit und Fußwinkels aus der Parameterauswahl auf Grundlage der Basis-Setup-Matrix (vgl. Kapitel 4) auszuwählen. Zum anderen sollen mechanische und dynamische Eigenschaften des Systems in einer Sollgrößenadaption das Verhalten des Systems abbilden, um eine Regelung des Soll-Systemverhaltens über eine externe Regeleinheit zu ermöglichen. Die Bestandteile zur Umsetzung des Soll-Systemverhaltens nach der Parameterauswahl, bestehend aus einer Sollgrößenadaption sowie der Hardware des AvTS, werden im Verlauf dieses Kapitels erläutert.

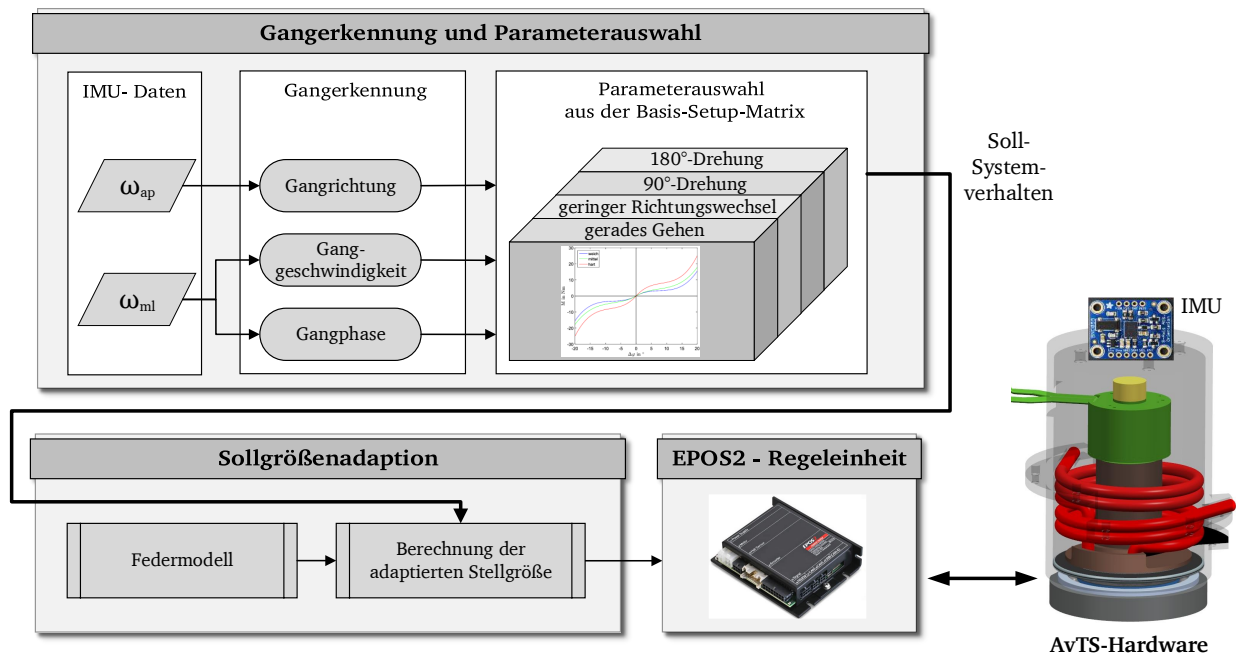


Abbildung 7.1: Schematische Darstellung des Gesamtsystems, bestehend aus der Gangerkennung und Parameterauswahl zur Definition der Sollgrößen, einer Sollgrößenadaption zur Abbildung von Nichtlinearitäten und Stellgrößenberechnung sowie einer Regeleinheit zur Stellgrößenumsetzung an der AvTS-Hardware; EPOS2 [2]

Die Verwirklichung dieses Systems bietet das Potential in klinischen Untersuchungen weitere detaillierte Erkenntnisse zur Parameterauswahl (transversale Torsionssteifigkeit und Fußwinkel) sowie deren Auswirkung auf die Belastungen am Beinstumpf zu erlangen. Eine Produktrealisierung durch Hersteller von Prothesenpassteilen ermöglicht Beinamputierten die Nutzung des AvTS-Systems und somit eine Komfortsteigerung durch Reduktion von Stumpfbelastungen im alltäglichen Leben.

Als Ergebnis der in Kapitel 5 durchgeführten Priorisierung des Entwicklungsfokus erfolgt die Auswahl und Dimensionierung eines geeigneten Konzepts zur Variation der Torsionssteifigkeit anhand eines Konzeptvergleichs verschiedener Antriebstopologien. Es folgt die Realisierung eines Konzepts inklusive dessen Struktur der Regelung und Validierung anhand von Versuchen, die an dem Prüfstand durchgeführt werden.

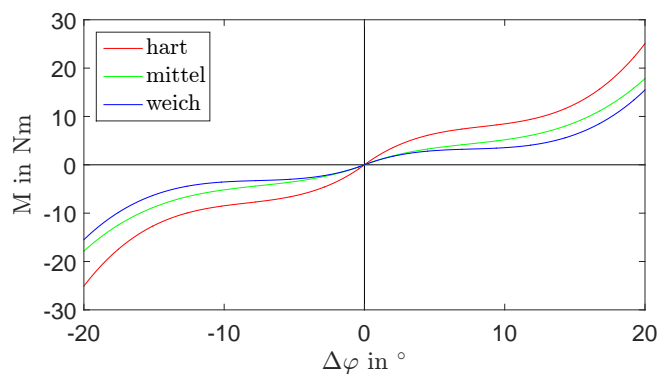
7.1 Systemanforderungen und Zielsteifigkeiten

Neben den funktionalen Anforderungen der Steifigkeitsvariation ist ein Minimum an Bauvolumen und Gewicht sehr wichtig, da zum einen das Bauvolumen die Nutzergruppe beschränken kann und zum anderen das Gewicht zusätzlichen metabolischen Energieverbrauch des Nutzers zum Tragen des Systems erfordert und den Komfort maßgeblich einschränken kann. Ein Auszug aus der Anforderungsliste an das System ist in Abschnitt E.1 dargestellt.

Neben den rein technischen Anforderungen sind die nutzerrelevanten Faktoren zu berücksichtigen (vgl. Kapitel 5). Ein wesentlicher Aspekt ist ein intuitives und gleichbleibendes Systemverhalten, welches ohne ein Gefühl der Fremdsteuerung von uni- sowie bilateral Amputierten, unabhängig von der Amputationshöhe, genutzt werden kann. Eine ausgewogene Balance zwischen dem Gefühl der Gangstabilität und der Prothesenkontrolle ist zu einer Belastungsreduktion und Komfortsteigerung zu schaffen.

Die Analyse der in Kapitel 4 vorgestellten Probandenversuche zeigt typische Auslenkungsbereiche von $\Delta\varphi$ von bis zu 4° für gerades Gehen und kontralaterale Richtungsänderungen (im Kreis gehen und 90° -Drehungen) sowie bis zu 14° für Extremsituationen (schnelle ipsilaterale 90° - oder 180° -Drehungen mit einer weichen transversalen Torsionssteifigkeit). Aufgrund dessen wird ein Arbeitsbereich von 20° festgelegt, welcher ebenfalls bei Referenzprodukten gängig ist.

Diese von dem Nutzer fühlbaren Systemeigenschaften können durch eine Regelung der Systemsteifigkeit generiert werden (vgl. Abschnitt 7.5). Hierbei spielt neben dem dynamischen Systemverhalten insbesondere der Verlauf der Systemsteifigkeit eine wesentliche Rolle. Als Grundlage zur Ermittlung dieses Verhaltens wurden Kennlinienverläufe von passiven Produkten auf einem Prüfstand vermessen (siehe Abschnitt 7.5.2). Eine Übersicht der Steifigkeitskurven ist in Abschnitt E.2 aufgeführt. Der passive Rotationsadapter (Otto Bock 4R40, vgl. Abschnitt 2.3.2), welcher bei den Probandenversuchen (vgl. Kapitel 4) verwendet wurde, zeigt ein nichtlineares Verhalten der Steifigkeitskennlinien. Die drei untersuchten transversalen Torsionssteifigkeit-Einstellungen aus den Probandenversuchen zeigen aufgrund der Studienergebnisse eine gute Eignung als initiale Kennlinien der AvTS-Systemsteifigkeit. Die im Folgenden als Solltrajektorien des AvTS-Prototyps verwendeten Steifigkeitskennlinien und -werte sind in Abbildung 7.2 dargestellt und spiegeln den typischen Verlauf der Einstellungen 1, 5 und 11 des passiven Rotationsadapter Otto Bock 4R40 wider.



Abschnitt		0° - 3°	6° - 10°	16° - 20°
Steifigkeit in Nm/°	weich	1	0,4	1
	mittel	1	0,6	1,2
	hart	1,6	1	1,8

Abbildung 7.2: Ziel-Systemsteifigkeitsverhalten des AvTS-Prototypen als Kurvenverlauf (links) und Anhaltswerte in einzelnen Auslenkungsabschnitten (rechts)

Die gegenüber dem 4R40 modifizierten Kennlinien in Abbildung 7.2 links beginnen im ersten Abschnitt mit einer erhöhten Steifigkeit, welche dem Nutzer ein hohes Sicherheitsgefühl vermitteln soll [188]. Im weiteren leicht degressiven Verlauf flacht die Kennlinie zu einem annähernd linearen Verhalten ab, welches ein gleichbleibendes Systemverhalten darstellt und gegenüber dem 4R40 modifiziert wurde. Zum Ende des Arbeitsbereiches hin bietet ein progressiver Verlauf einen weichen Anschlag, welcher für eine von den Nutzern als angenehm empfundene Torsionsbelastung wichtig ist [188]. Die linear approximierte Steifigkeitswerte sind Abschnittsweise in Abbildung 7.2 rechts aufgeführt. Zu beachten ist hierbei, dass nicht zwingend die Steifigkeitsbezeichnung des Gesamtsystemverhaltens (weich, mittel, hart) mit den einzelnen Abschnitten der Auslenkung korrelieren. In den einzelnen Abschnitten der Bezeichnung des Gesamtverhaltens können individuelle Torsionssteifigkeiten bestehen.

Mittels der Funktion des AvTS kann zwischen diesen Kennlinien durch die Basis-Setup-Matrix ausgewählt werden. Bei Bedarf können diese Kennlinien, in den Grenzen der Antriebsleistung, in ihrem Verhalten variiert werden. Beispielsweise kann ein asymmetrisches Verhalten der Systemsteifigkeit für internale und externale Rotationsrichtung den Komfort steigern [56, 188].

7.2 Konzeptentwicklung

Die Vorgehensweise der Konzeptentwicklung für das AvTS-System ist in Abbildung 7.3 schematisch dargestellt. Nach Vorstellung potentieller Antriebskonzepte und Auslegung für diese Anwendung werden die Konzepte anhand ihrer notwendigen Maximalleistung und ihres Energieverbrauchs für einen Testzyklus verglichen. Der eigens entwickelte Testzyklus setzt sich aus gewonnenen Messdaten von Kapitel 4 zusammen und bildet einen typischen Alltag eines Amputierten ab. Anhand der Gegenüberstellung der Antriebskonzepte erfolgt die Auswahl eines Konzepts zur Realisierung, welches in Abschnitt 7.3 vorgestellt wird.

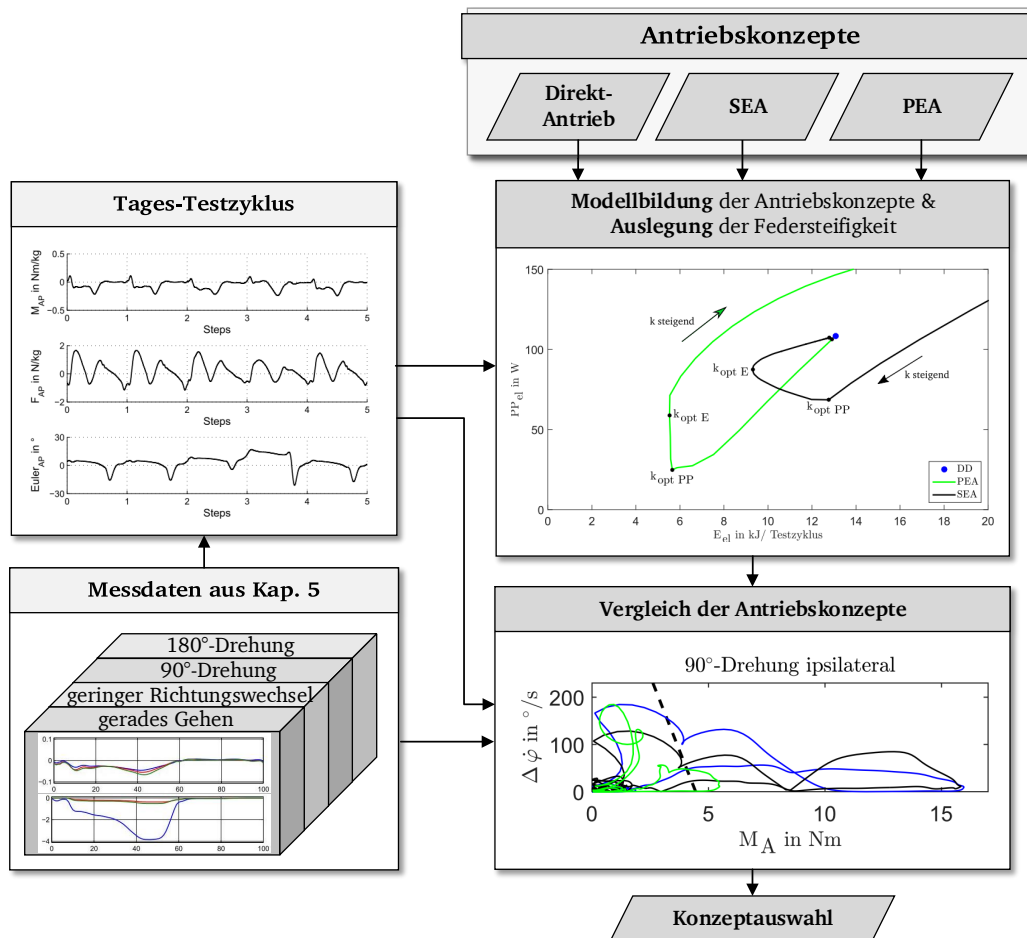


Abbildung 7.3: Ablaufdiagramm der Konzeptentwicklung

7.2.1 Konzepte zur Steifigkeitsvariation

Bis in die Mitte der 1990er Jahre waren in der Robotik Direktantriebe (Direct Drive, DD) Stand der Technik. Im Jahre 1995 stellten Pratt und Williamson [157] den seriell elastischen Antrieb (SEA) vor. Dieser ist gekennzeichnet durch ein Konzept basierend auf einer Serienschaltung von Motor (M) und Federelement (siehe Abbildung 7.4). Neben einer seriellen Anordnung kann ebenso eine parallele Anordnung (PEA) oder Kombinationen von paralleler und serieller Anordnung erfolgen [213]. Diese Konzepte bedienen sich der Softwareregulierung zur Variation der Systemsteifigkeit und können durch integrierte elastische Elemente Vorteile in der Energieeffizienz sowie Maximalleistung gegenüber Direktantrieben bieten [53, 129, 213, 214].

Elastische Strukturen sind heutzutage in der Beinprothetik weit verbreitet. Als Energiewissenspeicher dienen diese Elemente zum einen als Sicherheitselemente und zum anderen zur gezielten Belastungsreduktion und Bewegungsunterstützung. Zum Beispiel nimmt eine Carbonfeder in einer Fußprothese beim Auftreten des Fußes die Stoßenergie auf und gibt diese beim Abheben der Ferse als Bewegungsunterstützung zurück. Aktueller Trend der letzten Jahre ist der Einsatz elastischer Antriebe in Beinprothesenkomponenten, wie dem Knie- und Sprunggelenk, um eine Reduktion des elektrischen und metabolischen Energieverbrauchs oder der Motormaximalleistung zu erreichen [13, 15, 22, 52, 82, 83, 84, 93, 197, 222].

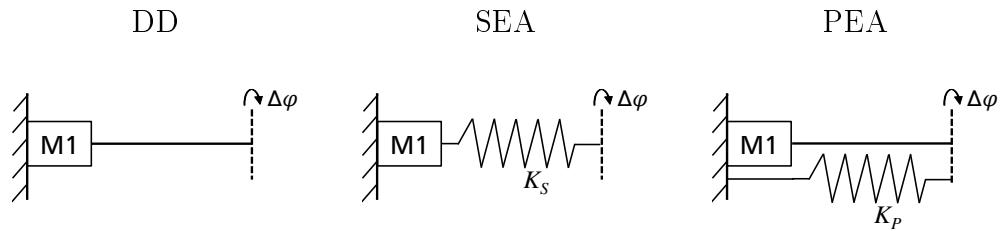


Abbildung 7.4: Schematische Modelle von potentiellen Antriebskonzepten zur Realisierung im AvTS-System

Weiterhin bestehen Konzepte zur Systemsteifigkeitsvariation, welche sich den zuvor erläuterten elastischen Antrieb zu Nutze machen und über einen zweiten Aktor die Systemsteifigkeit beeinflussen. Die Funktionsschaubilder der drei grundlegenden Konzepte sind in Tabelle 7.1 dargestellt. Sie visualisieren die Kombination von Aktoren, Federn als elastische Elemente sowie den über ein Lager beweglichen Abtrieb (gepunktet).

Tabelle 7.1: Übersicht der Konzepte zur Variation der Systemsteifigkeit

Konzept	Funktionsschaubild	Variationsmechanismus
struktur-geregelt		Veränderung der aktiven Länge des elastischen Elements, der Struktur- oder Geometrieigenschaften
mechanisch-geregelt		Variation der Vorspannung des elastischen Elements oder Hebelverhältnisses
antagonistisch-geregelt		Beeinflussung der Vorspannung durch Aktuierung beider Aktoren

Struktur-geregelte Konzepte variieren die Systemsteifigkeit durch Manipulation der mechanischen Struktur- oder Geometrieigenschaft, wie zum Beispiel dem Flächenträgheitsmoment oder der aktiven Länge des elastischen Elements. Mechanisch-geregelte Konzepte variieren die (Vor-)Spannung des elastischen Elementes bei Einsatz der vollen Elementlänge zur Veränderung der Systemsteifigkeit. Bei antagonistisch-geregelten Konzepten, welche der physiologischen Anordnung der Muskeln ähneln, arbeiten zwei seriell-elastische Aktoren gegeneinander, um die re-

sultierende Gelenksteifigkeit zu verändern. Detaillierte systematische Übersichten verschiedener Konzepte elastischer Antriebe und vertiefende Erläuterungen sind in [213] und [214] aufgeführt. Zudem wird eine Auflistung realisierter Konzepte zur Steifigkeitsvariation in [19] vorgenommen.

Wie in Kapitel 4 vorgestellt sind Belastungsreduktionen und Steigerungen des Gangkomforts durch Variation der transversalen Torsionssteifigkeit möglich. Eine Erweiterung vom passiven Rotationsadapter hin zu einem Rotationsadapter mit elastischem Antrieb ermöglicht eine Steifigkeitsadaption an aktuelle Bewegungssituationen sowie eine aktive Fußwinkelverstellung. Im Folgenden werden die Konzepte SEA und PEA hinsichtlich ihrer Eignung untersucht, da diese mit nur einem Motor und einem elastischen Element den Anforderungen nach geringem Gewicht und Bauvolumen entsprechen.

7.2.2 Testzyklus

Durch neue und erweiterte Funktionen der Prothesenkomponenten wird neben der Mobilität auch die Aktivität der Prothesennutzer gesteigert [144], welche es bei Entwicklung und Prüfung von Prothesenkomponenten zu berücksichtigen gilt. Oehler [144] zeigt beispielsweise, dass die DIN EN ISO 10328 [59] zur strukturellen Prüfung von Beinprothesenkomponenten nicht die Belastungen und Lastzyklen aktueller Produkte abbildet und erweitert werden sollte. Dieser Grundgedanke der realitätsnahen Entwicklung wird hier für die Auslegung potenzieller Antriebssysteme aufgegriffen. Über einen Testzyklus, welcher auf den in Kapitel 4 gewonnenen Messdaten basiert, wird ein typischer Tagesablauf von transtibial Amputierten mit circa 6.500 Schritten in selbstgewählter Komfortgeschwindigkeit abgebildet. Durch Aneinanderreihung einzelner Bewegungssituationen in definierter Reihenfolge erfolgt die Erstellung dieses Testzykluses in Anlehnung an Tests des Automobilbereichs, wie zum Beispiel dem WLTP (Worldwide Harmonized Light-Duty Vehicles Test Procedure) [209]. Die statistische Verteilung von translatorischen Bewegungen und Gangrichtungsänderungen sowie deren Winkel, welche in Abschnitt 2.2.2 erläutert sind, kommen bei der Testzyklusgenerierung zur Anwendung.

Abbildung 7.5 zeigt die schematische Übersicht der Testzyklus-Struktur. Ein stellvertretender typischer Tag gliedert sich in Umgebungsklassen, die alltägliche Umgebungen eines Menschen, wie zum Beispiel zu Hause oder im Büro, darstellen [95]. Diese Umgebungen können wiederum in Räume aufgeteilt werden, in denen charakteristische Bewegungen durchgeführt werden. Exemplarisch zeigt Abbildung 7.6 einen Grundriss einer durchschnittlichen 90 m^2 Wohnung [228] mit hypothetischen Bewegungsprofilen, koloriert nach Räumen. Diese Bewegungsprofile werden wiederum aus Bewegungssituationen, wie zum Beispiel gerades Gehen, 90° -Drehungen oder 180° -Drehungen, kombiniert. Für diese Bewegungssituationen bestehen Messdaten aus Kapitel 4. Der Testzyklus setzt sich aus einer definierten Abfolge von Bewegungssituationen zusammen, welche durch Daten der Messungen (vgl. Kapitel 4) repräsentiert werden. Mittels dieser multi-axialen Messdaten können somit multi- oder uni-axiale Solltrajektorien für Prüfstände (Abschnitt 7.4) oder für Simulationen generiert werden.

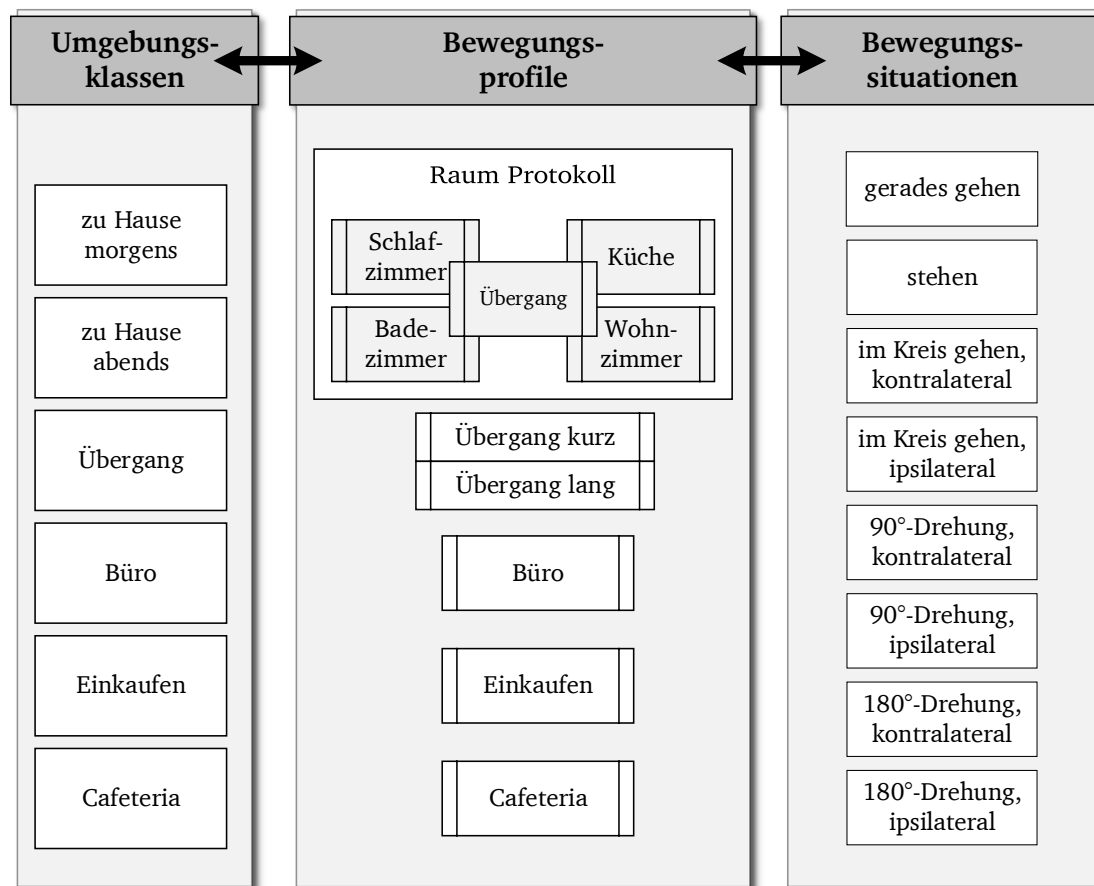


Abbildung 7.5: Schematische Darstellung der Testzyklus-Struktur

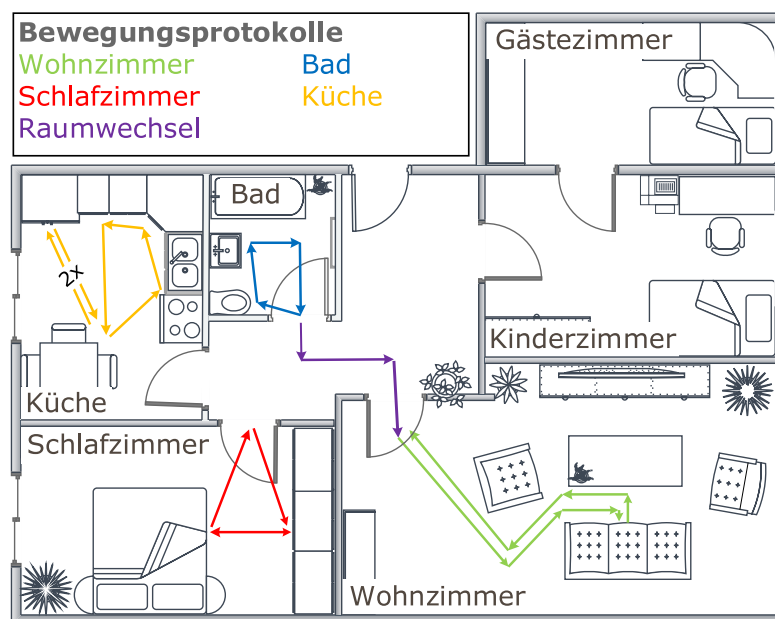


Abbildung 7.6: Exemplarischer Grundriss einer Wohnung zur Darstellung typischer Bewegungen als Grundlage der im Testzyklus verwendeten Bewegungsprotokolle, modifiziert nach [192]

7.2.3 Auslegung und Vergleich von Antriebskonzepten

Im Folgenden stellt der Vergleich der drei Antriebskonzepte deren Eignung in der AvTS-Anwendung gegenüber und dient als Entscheidungsgrundlage zur Auswahl eines Konzeptes zur Realisierung in einem prototypischen Aufbau. Eigene Recherchen zu Antriebskomponenten für diese Konzepte zeigen einen geeigneten Antrieb, welcher ein geringes Volumen, Gewicht und Massenträgheitsmoment bei hoher Leistungsfähigkeit besitzt. Der Motor Maxon EC40i (50 W Leistung und 4,45 mNm Nenndrehmoment) in Kombination mit dem Getriebe Maxon GP32C (Übersetzung $i = 103$) erfüllt die in der Anforderungsliste geforderten Eigenschaften (vgl. Abschnitt 7.1). Anhand dieses Antriebes (M1) findet die Auslegung der Federn als elastisches Element für die zwei elastischen Antriebskonzepte SEA und PEA auf Basis des Testzyklus (vgl. Abschnitt 7.2.2) statt. Die exemplarisch verwendeten Messdaten stammen von den Bewegungssituationen gerades Gehen, im Kreis gehen (gegen und im Uhrzeigersinn), 90°-Drehung links und rechts sowie 180°-Drehung links und rechts bei selbstgewählter Ganggeschwindigkeit und mittlerer transversalen Torsionssteifigkeit. Basierend auf der Verwendung des passiven Rotationsadapters (Otto Bock 4R40) während der Messungen und der Erfassung der Messdaten proximal des Rotationsadapters werden die Torsionsbelastungen M_{pd} als das zu erbringende Lastmoment M_L verwendet. Somit können die in Abbildung 7.2 dargestellten Ziel-Systemsteifigkeiten generiert werden. Abbildung 7.7 visualisiert den Steifigkeitsverlauf der Messwerte, welche der mittleren Ziel-Systemsteifigkeit (siehe Abbildung 7.2 links) entspricht. In Abbildung 7.8 sind die Relativwinkel $\Delta\varphi$ (Vorzeichen entsprechend der pd-Achse) zwischen proximalem und distalem Flansch des Messsystems sowie das Torsionsmoment M_{pd} auf der Stumpfseite (proximaler Flansch) ersichtlich.

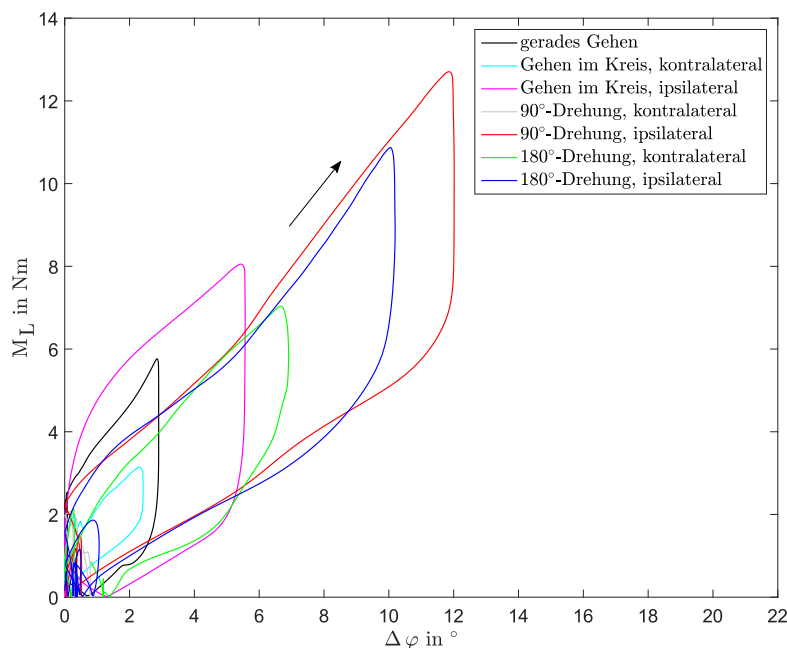


Abbildung 7.7: Visualisierung der Steifigkeitshysterese der einzelnen Bewegungssituationen als Eingangsdaten für die Auslegung der elastischen Antriebskonzepte. Die Messdaten (Beträge) stammen aus Kapitel 4 unter Verwendung eines passiven Rotationsadapters.

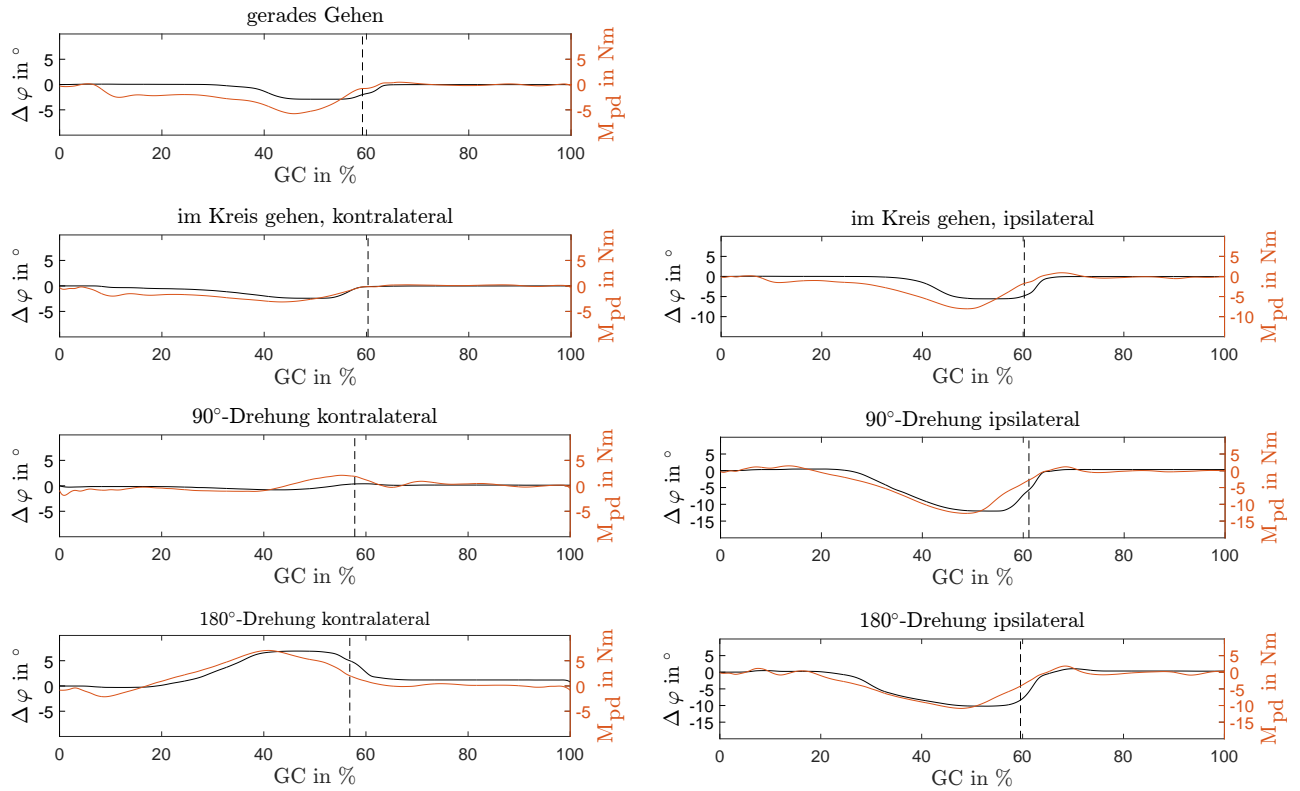


Abbildung 7.8: Messdaten des Relativwinkels $\Delta\varphi$ (Vorzeichen entsprechend der pd-Achse) zwischen proximalem und distalem Flansch des passiven Rotationsadapters sowie das Torsionsmoment M_{pd} (rot) für die einzelnen gemessenen Bewegungssituationen aus Kapitel 4 als Bestandteile des Testzyklus zur Auslegung der elastischen Antriebskonzepte

Zur Auslegung der Feder des elastischen Antriebs wird für jedes Konzept ein Bereich der Federsteifigkeit von $0,01 \text{ Nm/}^\circ$ bis 10 Nm/° untersucht. Es wird jeweils die elektrische Maximalleistung PP_{el} des Antriebs sowie die elektrische Energie E_{el} für einen Testzyklus nach Gleichung (7.2.1) und Gleichung (7.2.2) berechnet. Die Berechnungen erfolgen für idealisierte Systeme ohne Rekuperation und lineare Federn in Anlehnung an [19, 82, 217].

Die elektrische Energie E_{el} stellt das Integral der aufzubringenden Antriebsleistung über einen Tageszyklus dar, während PP_{el} der maximale Absolutwert der elektrische Leistung P_{el} ist.

$$PP_{el} = \max|P_{A,el}| \quad (7.2.1)$$

$$E_{el} = \int |P_{A,el}| dt \quad (7.2.2)$$

Hierbei wird P_{el} aus Ankerspannung U und -strom I berechnet. Die Ankerspannung resultiert aus der Induktivität L der Statorspule, dem Spulenwiderstand R , der Motorwinkelgeschwindigkeit $\dot{\varphi}_M$ sowie der Drehzahlkonstanten k_n . Der Motorstrom bestimmt das Motormoment M_M mit der Drehmomentkonstanten k_M sowie einer Berücksichtigung der Motorwinkelgeschwindigkeit $\dot{\varphi}_M$ und der Motordämpfung d_M , bestehend aus der Motorwinkelleerlaufgeschwindigkeit $\dot{\varphi}_{LL}$ und dem Leerlaufstrom I_{LL} [101, 218].

$$P_{A,el} = U \cdot I \quad (7.2.3)$$

$$U = L \cdot \frac{dI}{dt} + R \cdot I + \dot{\varphi}_M \cdot k_M \quad (7.2.4)$$

$$I = \frac{1}{k_M} \cdot (M_M + d_M \cdot \dot{\varphi}_M) \quad (7.2.5)$$

$$d_M = \frac{1}{\dot{\varphi}_{LL}} (k_M \cdot I_{LL}) \quad (7.2.6)$$

Die Berechnungsvorschrift für das Motormoment M_M und der Motorwinkelgeschwindigkeit $\dot{\varphi}_M$ der Antriebskonzepte ist in Tabelle 7.2 unter Verwendung von Gleichung (7.2.8) und Gleichung (7.2.7) dargelegt. Hierbei wird das Motormoment über die Getriebeübersetzung i aus dem Antriebsmoment, dem Getriebewirkungsgrad η_G sowie den Massenträgheitsmomente des Motors Θ_M und des Getriebes Θ_G berechnet. Es wird die Drehrichtung des Getriebes (Motor als Antrieb oder Generator) in einer Fallunterscheidung bezüglich des Getriebewirkungsgrades berücksichtigt.

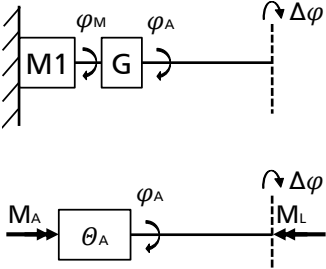
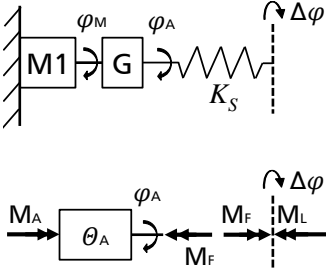
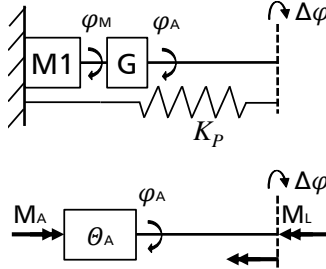
$$M_A = M_M \cdot i \quad (7.2.7)$$

$$\varphi_A = \frac{\varphi_M}{i} \quad (7.2.8)$$

$$C = \frac{1}{\eta_G} \quad (\text{Motor als Antrieb}) \quad (7.2.9)$$

$$C = \eta_G \quad (\text{Motor als Generator}) \quad (7.2.10)$$

Tabelle 7.2: Berechnungsvorschriften für die Motorwinkelgeschwindigkeit $\dot{\varphi}_M$ und das Motormoment M_M der Antriebskonzepte

DD	SEA	PEA
		
$\varphi_A = \Delta\varphi$	$\varphi_A = \Delta\varphi + \frac{M_L}{k_S}$	$\varphi_A = \Delta\varphi$
$\dot{\varphi}_M = \dot{\varphi}_A \cdot i = \Delta\dot{\varphi} \cdot i$	$\dot{\varphi}_M = \dot{\varphi}_A \cdot i = \Delta\dot{\varphi} \cdot i$	$\dot{\varphi}_M = \dot{\varphi}_A \cdot i = \Delta\dot{\varphi} \cdot i$
$M_M = (\Theta_M + \frac{\Theta_G}{i^2}) \cdot \Delta\ddot{\varphi} \cdot i + \frac{C}{i} \cdot M_L$	$M_M = (\Theta_M + \frac{\Theta_G}{i^2}) \cdot i \cdot (\Delta\ddot{\varphi} + \frac{\ddot{M}_L}{k_S}) + \frac{C}{i} \cdot M_L$	$M_M = (\Theta_M + \frac{\Theta_G}{i^2}) \cdot \Delta\ddot{\varphi} \cdot i + \frac{C}{i} \cdot (M_L + k_P \cdot \Delta\varphi)$

Die Ergebnisse der Berechnungen für PP_{el} und E_{el} unter Variation der Federsteifigkeiten k_S und k_P sind in Abbildung 7.9 als Pareto-Front für die drei Antriebskonzepte DD (blau), SEA (schwarz) und PEA (grün) dargestellt. Hierbei zeigen beide elastischen Antriebe jeweils eine optimale Steifigkeit k_{opt} hinsichtlich PP_{el} und E_{el} . Der Direktantrieb als Referenz spiegelt sich in einem Punkt wider, da dieser kein Federerelement besitzt. Für eine sehr hohe Steifigkeit zeigt der SEA für die Vergleichsparameter annähernd ähnliche Werte wie der DD. Mit abnehmender Federsteifigkeit findet sich jeweils ein Optimum für E_{el} sowie für PP_{el} . Die Werte des PEA hingegen nähern sich dem DD bei abnehmender Federsteifigkeit. Dieses gegensätzliche Verhalten resultiert aus der Federanordnung der Konzepte.

Die Werte der Federsteifigkeiten, Maximalleistungen sowie der Energieverbrauch pro Testzyklus sind in Tabelle 7.3 für die beiden Minimalpunkte aufgeführt und in Abbildung 7.10 gegenübergestellt. Beide elastischen Antriebskonzepte zeigen geringere Beträge PP_{el} und E_{el} für jeweils beide optimalen Federsteifigkeiten gegenüber dem DD. Weiterhin ist ersichtlich, dass das PEA-Konzept für beide Steifigkeiten geringere Werte für PP_{el} und E_{el} gegenüber dem SEA besitzt und somit für diese Anwendung unter den angenommenen Randbedingungen (Testzyklus als Eingangstrajektorie, keine Rekuperation und lineare Federn, $\eta_M = 0,81$, $\eta_G = 0,8$) besser geeignet ist.

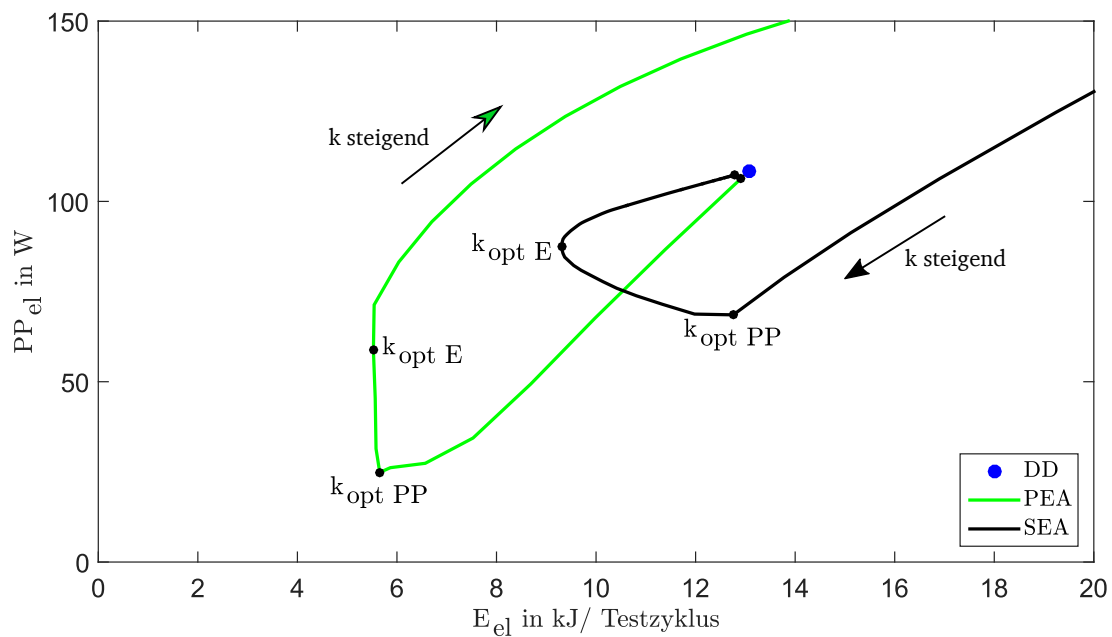


Abbildung 7.9: Pareto-Diagramm für die Motormaximalleistung (PP) und den Energieverbrauch (E_{el}) pro Testzyklus für variierte Steifigkeiten der mechanischen Feder in den Antriebskonzepten seriell-elastischer Antrieb (SEA) und parallel-elastischer Antrieb (PEA) im Vergleich zum Direktantrieb (DD)

Innerhalb des PEA-Konzept zeigt ein Vergleich der optimalen Federsteifigkeiten von PP_{el} zu E_{el} einen geringen Unterschied von 1,8 % Energiebedarf für einen Testzyklus, jedoch eine signifikante Differenz von 62,8 % der aufzubringenden Maximalleistung. Im Hinblick auf die Anwendung als Beinprothesenkomponente hat das Gewicht der Bauteile starken Einfluss auf die Nutzung, da bei hohem Gewicht der Komfort für den Amputierten sinkt (vgl. Abschnitt 7.1). Auf-

grund des zu erwartende stärkeren Einflusses des geringeren Motorgewichts durch die geringeren Maximalleistung gegenüber der Gewichtseinsparung beim Akkumulator, wird in dieser Arbeit die Federsteifigkeit $k_{opt,PP}$ mit einem Wert $0,76 \text{ Nm/}^\circ$ für die weiteren Berechnungen genutzt und für die Realisierung empfohlen.

Tabelle 7.3: Übersicht der optimalen Federsteifigkeiten für die maximale elektrische Leistung PP_{el} und elektrische Energie E_{el} der Antriebskonzepte

	DD	SEA		PEA	
		$k_{Fopt,PP}$	$k_{Fopt,E}$	$k_{Fopt,PP}$	$k_{Fopt,E}$
Federsteifigkeit in Nm/°	-	1,26	2,51	0,76	1,06
Maximalleistung in W	108,4	67,2	87,3	24,2	65,1
Energie in kJ/Testzyklus	13,1	12,4	9,3	5,6	5,5

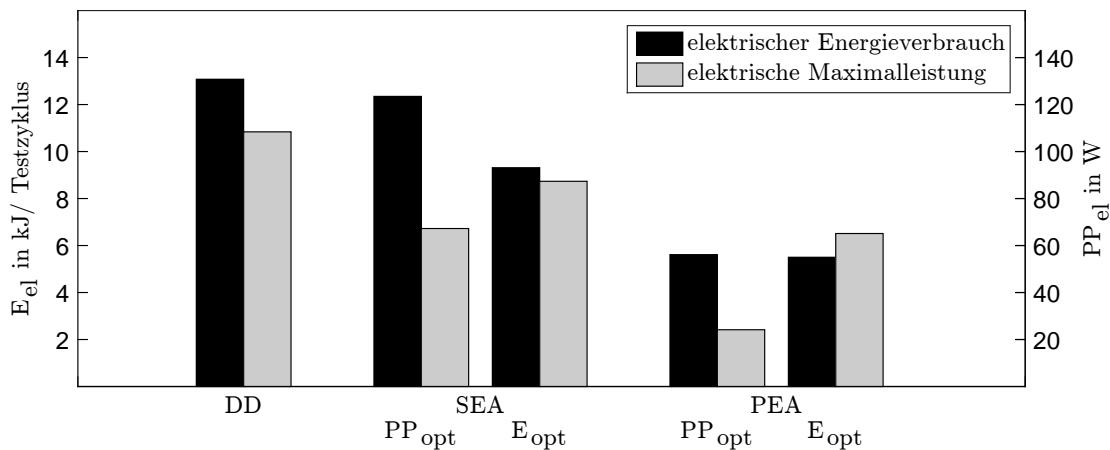


Abbildung 7.10: Gegenüberstellung der Antriebskonzepte hinsichtlich Maximalleistung und Energieverbrauch für einen Testzyklus bei den jeweils optimalen Steifigkeiten

Zum Vergleich der Antriebskonzepte bezogen auf einzelne Bewegungssituationen und den Testzyklus erfolgt eine grafische Gegenüberstellung der Antriebsleistung unter Verwendung der optimalen Steifigkeit $k_{opt,PP}$ für PP_{el} in Abbildung 7.11. Durch Visualisierung der zu erbringenden Winkelgeschwindigkeit $\Delta\dot{\varphi}$ zu dem notwendigen Antriebsmoment ist die aufzubringende Antriebsleistung $P_{A,el}$ über $P_{A,el} = M_A \cdot \Delta\dot{\varphi}$ ersichtlich.

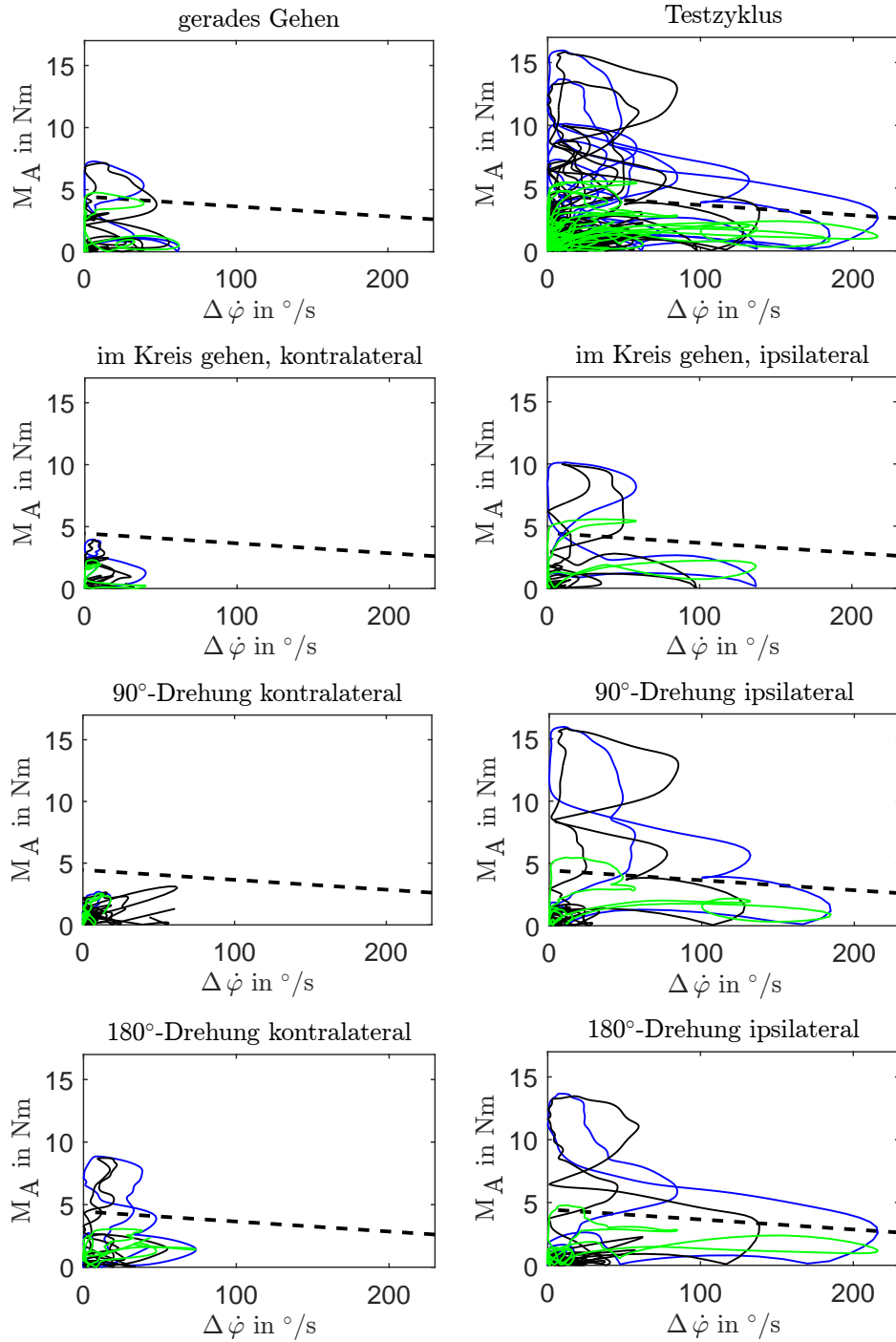


Abbildung 7.11: Vergleich der erforderlichen elektrischen Antriebsleistung der Konzepte DD (blau), SEA (schwarz) und PEA (grün) für einzelne Bewegungssituationen und den Testzyklus

Die gestrichelt Kennlinie in Abbildung 7.11 verdeutlicht die Drehmoment-Drehzahl-Kennlinie des gewählten Antriebs. Ein Überschreiten dieser Kennlinie bedeutet eine Überlastung des Motors. Die zulässige Überlastung ist abhängig von der Dauer und Höhe der Belastung und ist im Einzelfall unter Berücksichtigung thermischer Eigenschaften zu prüfen [2]. Eine Anpassung des Antriebs kann durch Änderung des Motors und Getriebes erfolgen, welches eine Parallelverschiebung oder Kippung der Antriebskennlinie ermöglicht [101].

Der Vergleich zeigt für gerades Gehen einen ähnlichen Leistungsbedarf für DD und SEA sowie einen geringeren für den PEA. Bei im Kreis gehen und 90°-Drehungen kontralateral besitzen die Konzepte ähnliches Verhalten, während bei 180°-Drehungen wiederum DD und SEA ähnlichen und PEA einen geringeren Leistungsbedarf besitzen (siehe Abschnitt E.4). Bei Betrachtung der Bewegungsänderung nach ipsilateral zeigt das PEA-Konzept gegenüber dem DD und SEA einen signifikant geringeren Leistungsbedarf. Weiterhin ist aus dem Vergleich die gute Eignung des ausgewählten Antriebs für das PEA-Konzept ersichtlich, da die maximale Motorlast 124 % des Nenndrehmoment bei im Kreis gehen (ipsilateral) gegenüber 359 % bei DD und 355 % bei SEA bei ipsilateralen 90°-Drehung beträgt.

Aufgrund der hier vorgestellten Ergebnisse der Analysen und Vergleiche wird das PEA-Konzept für eine Realisierung in einem AvTS-Prototypen ausgewählt.

7.3 Realisierung eines prototypischen Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit

Basierend auf dem ausgewählten PEA-Konzept wird im Folgenden die Realisierung eines prototypischen Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung (AvTS) vorgestellt. Die System-Torsionssteifigkeit des Prototypen resultiert aus der Torsionssteifigkeit der mechanischen Feder und dem Antriebsmoment. Die Höhe und Wirkrichtung des Antriebs richtet sich hierbei nach dem geforderten Systemsteifigkeitsverhalten und der extern aufgeprägten Bewegung. Exemplarisch visualisiert Abbildung 7.12 das Funktionsprinzip des PEA-Konzepts für eine hohe Soll-Systemsteifigkeit (gestrichelte Linie) und eine niedrige Soll-Systemsteifigkeit (gepunktete Linie). Ausgehend von der Kennlinie der mechanischen Feder mit der Federsteifigkeit k_F stellt der Motor ein Drehmoment entgegen der externen Bewegungsrichtung (blaue Pfeile) oder in die gleiche Bewegungsrichtung (grüne Pfeile), um eine gewünschte Systemsteifigkeit einzustellen.

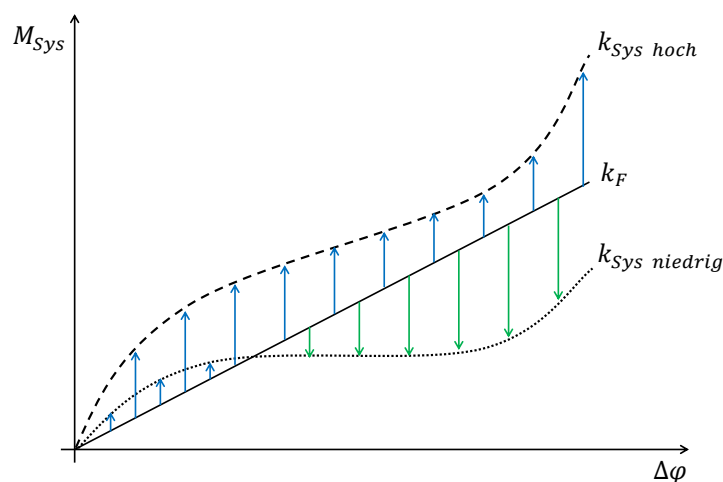


Abbildung 7.12: Funktionsprinzip des PEA-Antriebes zur Veränderung der Systemsteifigkeit ausgehend von der passiven Federsteifigkeit (k_F) zu einer höheren (gestrichelt) und einer niedrigeren (gepunktet) Systemsteifigkeit. Blaue Pfeile visualisieren ein vom Antrieb aufzubringendes Drehmoment zur Generierung der Ziel-Systemsteifigkeit entgegen der externen Bewegungsrichtung und grüne Pfeile in die gleiche Bewegungsrichtung.

Unter Berücksichtigung der Anforderungen (vgl. Abschnitt 7.1) wird das PEA-Konzept als Antriebskonzept für einen Prototypen ausgearbeitet. In Abbildung 7.13 ist der AvTS-Prototyp als CAD-Schnittbild dargestellt. Das Aluminiumgehäuse dient als lasttragende Struktur sowie Anbindungsflansch zu den standardisierten Verbindungselementen der Beinprothetik. Auf der distalen Seite befindet sich ein Rillenkugellager (SKF 16008) zur Realisierung der Rotationsfreiheitsgrades zwischen proximaler und distaler Anbindung. Eine zentrale Abtriebswelle verbindet den Abtriebsflansch mit der Getriebeausgangswelle und den parallel angeordneten Federn. Das PEA-Konzept wird in Form des in Abschnitt 7.2.3 ausgewählten Antriebs (Maxon EC40i und Maxon GP32C, 395g) und zwei Feder (zusammen 217g), mit einer Steifigkeit von $0,5 \text{ Nm/}^\circ$ pro Drehrichtung umgesetzt. Die Federn sind mittels einer Führung in der Abtriebswelle, um je 3° vorgespannt um eine Spielfreiheit zwischen dem proximalen und distalen Anbindungsflansch zu gewährleisten. Die anderen Enden der Federn sind zwischen der oberen und unteren Gehäusehälfte geführt und mittels Schrauben geklemmt. Ein Federniederhalter aus Kunststoff verhindert bei Torsionsbelastung eine Verschiebung der Federwindungen nach proximal. Als Sensorik dient zum einen der Motorencoder (Auflösung: $0,088^\circ$, Herstellerangabe Maxon Motor AG), welcher den Relativwinkel $\Delta\varphi$ zwischen Gehäuse und Abtriebsflansch erfasst, zum anderen wird eine IMU (Bosch BNO 055) verwendet, um eine Gangerkennung zu ermöglichen (vgl. Kapitel 6). Das Gesamtsystem (circa 1400g) beinhaltet, wie in Abbildung 7.14 a ersichtlich, neben dem AvTS-Prototypen und der IMU, eine Regeleinheit (Maxon EPOS2 24/5) zur Antriebsregelung sowie ein Datenerfassungs- und -verarbeitungsgerät (National Instruments myRIO). Die Energieversorgung (hier nicht dargestellt) erfolgt über zwei in einer Hüfttasche verstaute Lithium-Polymer-Akkumulatoren (22,2V, 5Ah). Die Einzelteile des Prototyps sind in Abbildung 7.14 b dargestellt. Der realisierte Prototyp wurde von der Firma Blatchford Ltd. einem Strukturtest A80 P4 nach ISO10328 (Prüfung der Struktur von Prothesen der unteren Gliedmaßen [59]) mit 250.000 Zyklen unter 150 Nm Biegemoment als kritischste Belastung unterzogen (siehe Abbildung 7.15 b). Mit dem erfolgreich bestandenem Strukturtest ist der Prototyp dort für Probandenversuche freigegeben.

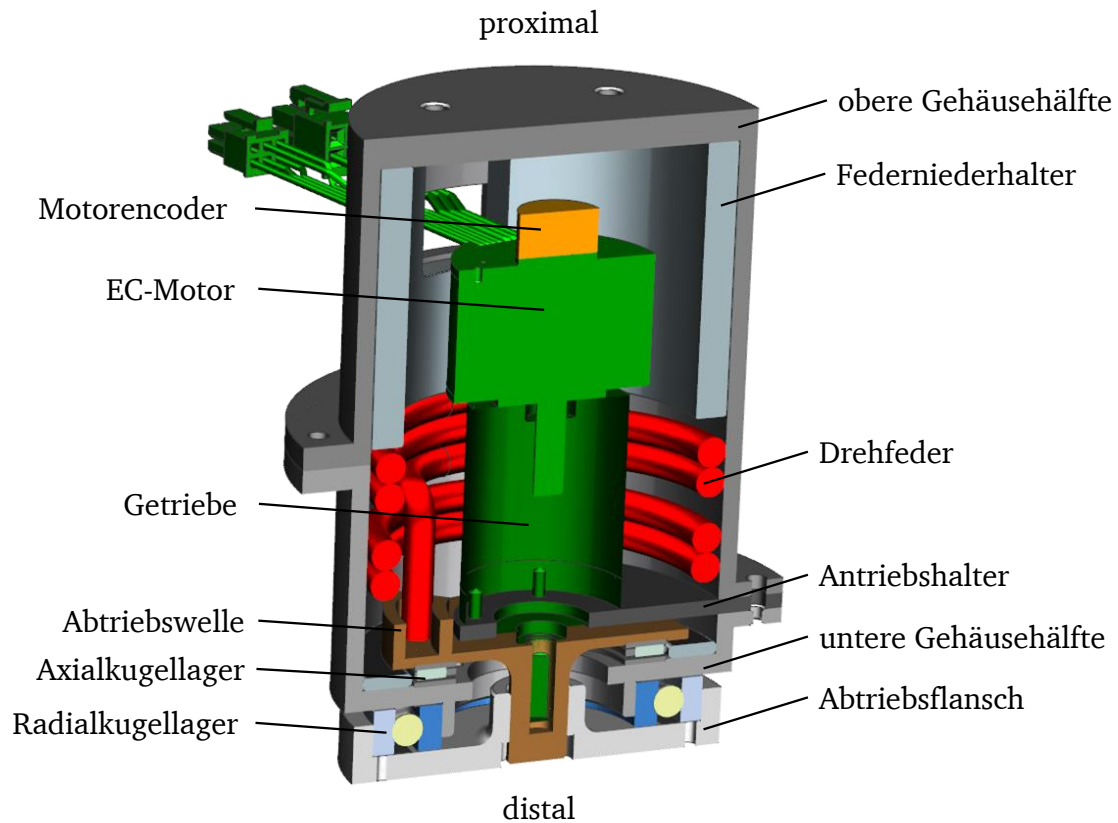


Abbildung 7.13: CAD- Schnittbild des Prototypen

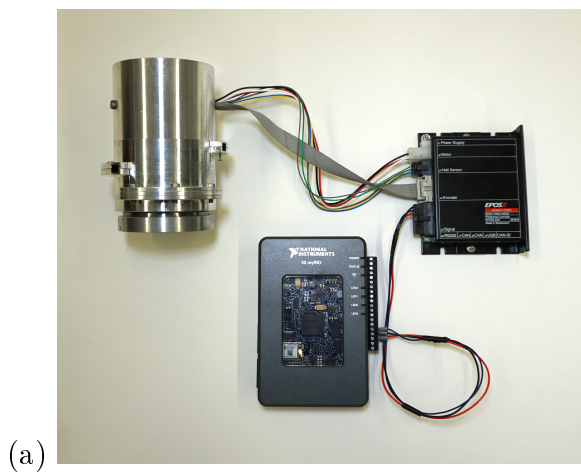


Abbildung 7.14: Gesamtsystem des realisierten Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit (a) und die einzelnen Bestandteile des Prototyps (b)

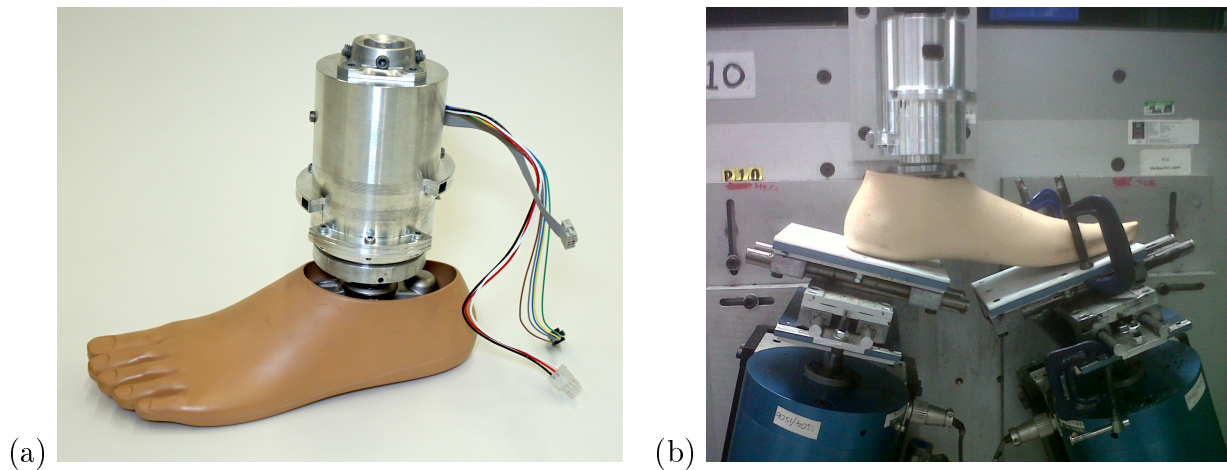


Abbildung 7.15: Prototyp des Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit auf einen Prothesenfuß montiert (a) und Prüfstand des Strukturtests bei Blatchford Ltd. (b), rechtes Foto: G. Harris, Blatchford Ltd.

7.4 Vermessung der mechanischen Eigenschaften des Prototyps am Torsionsprüfstand

Zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften des AvTS-Systems sowie zur Validierung und Optimierung wurde ein Prüfstand entwickelt und realisiert. Der Prüfstand wurde weiterhin für Referenzdatengewinnung durch Vermessung des Steifigkeitsverhaltens von passiven RA verwendet (siehe Abschnitt E.2). Die Prüfstandstruktur ist der realen AvTS-Implementierung in die Beinprothese nachempfunden (siehe Abbildung 7.16 a). Eine Abstrahierung als Strichskizze des Prüfstandaufbaus ist in Abbildung 7.16 b und der aufgebaute Prüfstand in Abbildung 7.17 dargestellt.

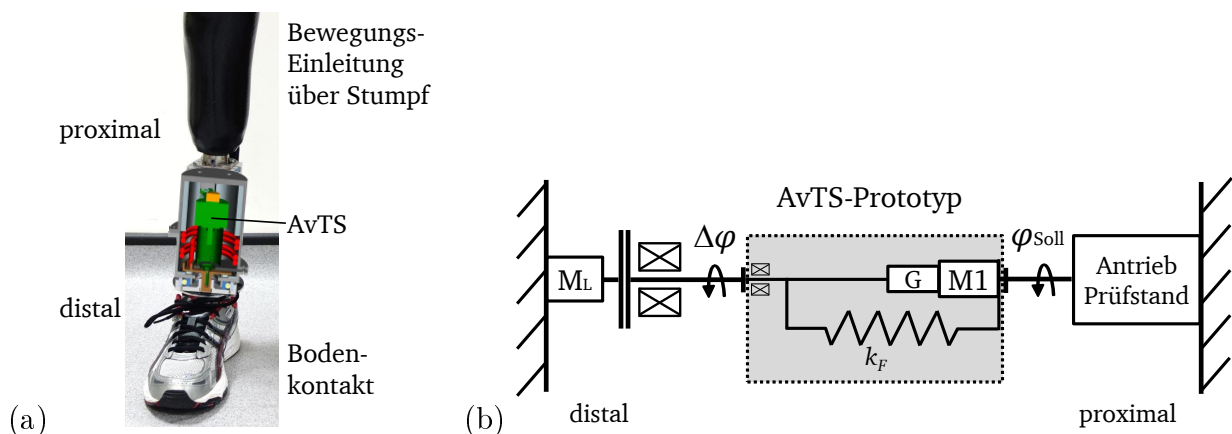


Abbildung 7.16: Prinzipielle AvTS-Implementierung in die Prothesenstruktur (a) und abstrahiertes Prüfstandmodell (zur Seite gekippt) zur Nachbildung der AvTS-Implementierung (b)

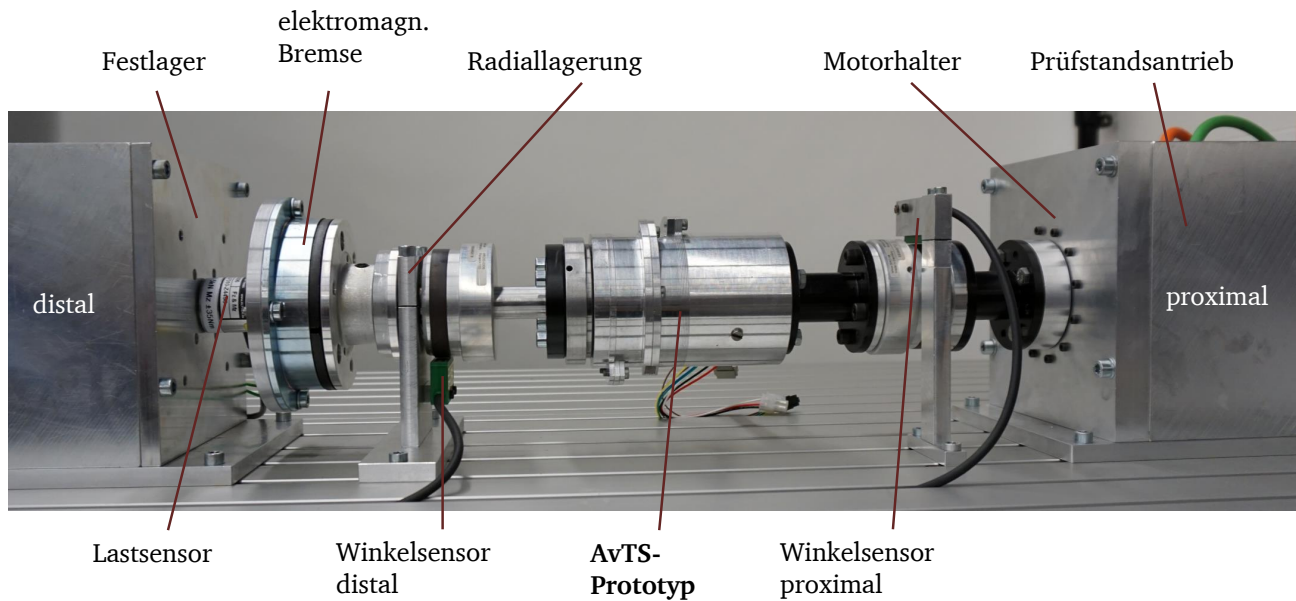


Abbildung 7.17: In den Prüfstandaufbau integrierten Prototypen für Steifigkeitsmessungen und Validierung

Der Prüfstands Antrieb steht stellvertretend für den Oberschenkel als Ort der Bewegungseinleitung (proximal) in die Beinprothese. Auf der distalen Seite bildet ein Festlager den Boden ab. Zur Nachbildung des Fußabläßens vom Boden und der Schwungphase kann eine Trennung der Last über eine distal angebrachte elektromagnetische Bremse erfolgen. Weiterhin dient diese Bremse (KEB Combinorm-B) mit einem Haltedrehmoment von 30 Nm als Überlastsicherung für die verwendeten Mechaniken und den Drehmomentsensor.

Der Antrieb des Prüfstands ist ein Synchron-Servomotor (Harmonic Drive CHA-17A-80H-M128S, $M_{nenn} = 16 \text{ Nm}$, $M_{max} = 34 \text{ Nm}$), welcher über eine Umrichter- und Regeleinheit (YukonDrive-1021 ADO) je nach Anforderung eine Position oder ein Drehmoment stellt. Die Sollwertvorgabe für die Antriebsregelung erfolgt über eine eigene in LabView programmierte Prüfstandsoftware und einem National Instruments myRIO als Hardwareschnittstelle. Hierbei können sowohl einzelne Bewegungssituationen aus Kapitel 4 als auch der in Abschnitt 7.2.2 vorgestellte Testzyklus als Stellgröße für den Prüfstands Antrieb ausgewählt werden. Die vom Antrieb ausgehende Stellgröße (Rotationswinkel oder Drehmoment) wird über starre Verbindungen auf den Prüfling übertragen. Auf der Gegenseite des Prüflings misst ein Lastsensor (Althen ALF 310-Z, Messbereich $M_{pd} = 35 \text{ Nm}$, $F_{pd} = 3,5 \text{ kN}$, Genauigkeit $\pm 0,05 \%$) das übertragene Lastdrehmoment M_L gegenüber dem Festlager. Der Rotationswinkel wird an der Antriebsseite (proximal) und auf der distalen Seite über je einen magnetischen Inkrementalgeber (Siko MR200, 100 Pole) und Sensor (Siko MSK210) mit einer Auflösung von $0,014^\circ$ (Herstellerangabe) erfasst. Bedingt durch die Auflösung der Sensoren sowie der Mess- und Regelstrecke liegt für den Arbeitsraum ($\pm 30^\circ$, $\pm 200^\circ/\text{s}$) die Positionierpräzision bei maximal $0,135^\circ$ mit einer Richtigkeit von unter $0,2^\circ$.

Zur Überprüfung der Federkennlinie wird der AvTS-Prototyp zunächst ohne Antrieb in dem vorgestellten Prüfstand vermessen und das Steifigkeitsverhalten ermittelt. Die Messwerte der Steifigkeitsmessung sind in Abbildung 7.18 a den Zielsteifigkeiten des AvTS-Systems gegenüber gestellt. Hierbei stellt der rote Verlauf eine gesamtheitlich hohe Federsteifigkeit dar, welche mit „hart“ bezeichnet ist. Eine mittlere Federsteifigkeit ist mit „mittel“ und eine geringe Federsteifigkeit ist mit „weich“ bezeichnet. Der Messwertverlauf zeigt eine ausgeprägte Hysteresekurve,

welche auf innere Reibung [118] und Coulomb'sche Reibung (geschwindigkeitsunabhängige trockene Reibung) [135] zwischen den Federwicklungen sowie zwischen den Federenden und der Federführung in der Abtriebswelle zurückzuführen ist. Weiterhin zeigt Abbildung 7.18a einen asymmetrischen Kennlinienverlauf, welcher durch unterschiedliche Anteile der Reibungseinflüsse bei den Federn entsteht. Die passive Federkennlinie liegt in weiten Bereichen nahe der Ziel-Steifigkeitskennlinien und erlaubt ein effizientes System durch geringen aktiven Aufwand zur Variation des Systemverhaltens. Eine Gegenüberstellung zu dem mechanischen Verhalten des passiven Rotationsadapters 4R40 von Otto Bock ist in Abschnitt E.5 dargestellt.

Messungen bei verschiedenen Rotationsgeschwindigkeiten von $10^\circ/\text{s}$, $50^\circ/\text{s}$ und $100^\circ/\text{s}$ im Betriebsbereich von $\pm 20^\circ$ zeigen geschwindigkeitsproportionale Effekte, welche vorwiegend durch das Radialkugellager im Gehäuse, den Lagern von Getriebe und Motor, hervorgerufen werden. Das daraus resultierende dissipative Drehmoment ist in Summe unter $0,35\text{ Nm}$ (im Arbeitsbereich). Weiterhin ersichtlich sind geschwindigkeitsabhängige Drehmomentschwingungen (siehe Abbildung 7.18 b), welche von dem bürstenlosen Gleichstrommotor durch das bauartbedingte Rastmoment (geschwindigkeitsabhängig!) hervorgerufen werden.

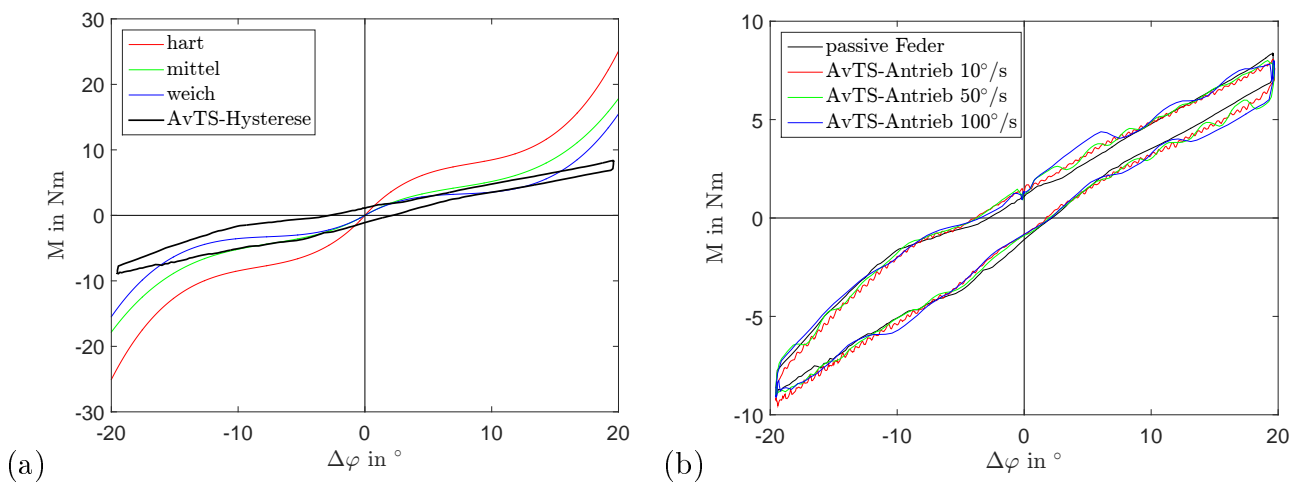


Abbildung 7.18: Mechanisches Systemverhalten des AvTS- Prototypen (schwarz) in quasi-statischer Messung (ohne Antrieb) gegenüber den Zielsystemsteifigkeiten (a) und mechanisches Systemverhalten des AvTS- Prototypen mit Antrieb und Feder bei verschiedenen Rotationsgeschwindigkeiten von $10^\circ/\text{s}$, $50^\circ/\text{s}$ und $100^\circ/\text{s}$ (b)

7.5 Variation des Systemverhaltens - Struktur und Validierung am Prüfstand

Die Struktur zur Variation des Systemverhaltens, visualisiert in Abbildung 7.19, zeigt den Aufbau des AvTS-Systems hinsichtlich der Signalverarbeitung und Steuerungsprozesse. Im Folgenden wird auf die Torsionssteifigkeitsvariation in der Standphase eingegangen. Auf Basis der Gangerkennungsinformationen erfolgt über die Basis-Setup-Matrix eine Parameterauswahl der Ziel-Systemsteifigkeit. Mit dem Messwert des aktuellen Relativwinkels $\Delta\varphi$ (zwischen proximaler und distaler AvTS-Anbindung) wird eine Sollwertvorgabe M_{soll} berechnet, welche durch das AvTS-System geregelt werden soll. Zur Berücksichtigung der Hysterese des mechanischen Systems (siehe Abschnitt 7.4), findet eine Sollwertadaption über ein Federmodell statt. Aus der

Sollwertvorgabe M_{soll} , der Berechnung von M_{ist*} aus dem Federmodell, wird das angepasste Stelldrehmoment M_{soll*} bestimmt und über die Regeleinheit (Maxon EPOS2) am Antrieb mittels eines Stromreglers gestellt. Dynamische Effekte, wie Dämpfung und Einflüsse der Massenträgheit, werden aufgrund der quasi-statischen Betrachtung in der Standphase vorerst nicht berücksichtigt. Für die Schwungphasenregelung zeigt sich die Impedanzregelung als ein geeigneteres Konzept gegenüber einer geschalteten Regelung mit PID-Regler.

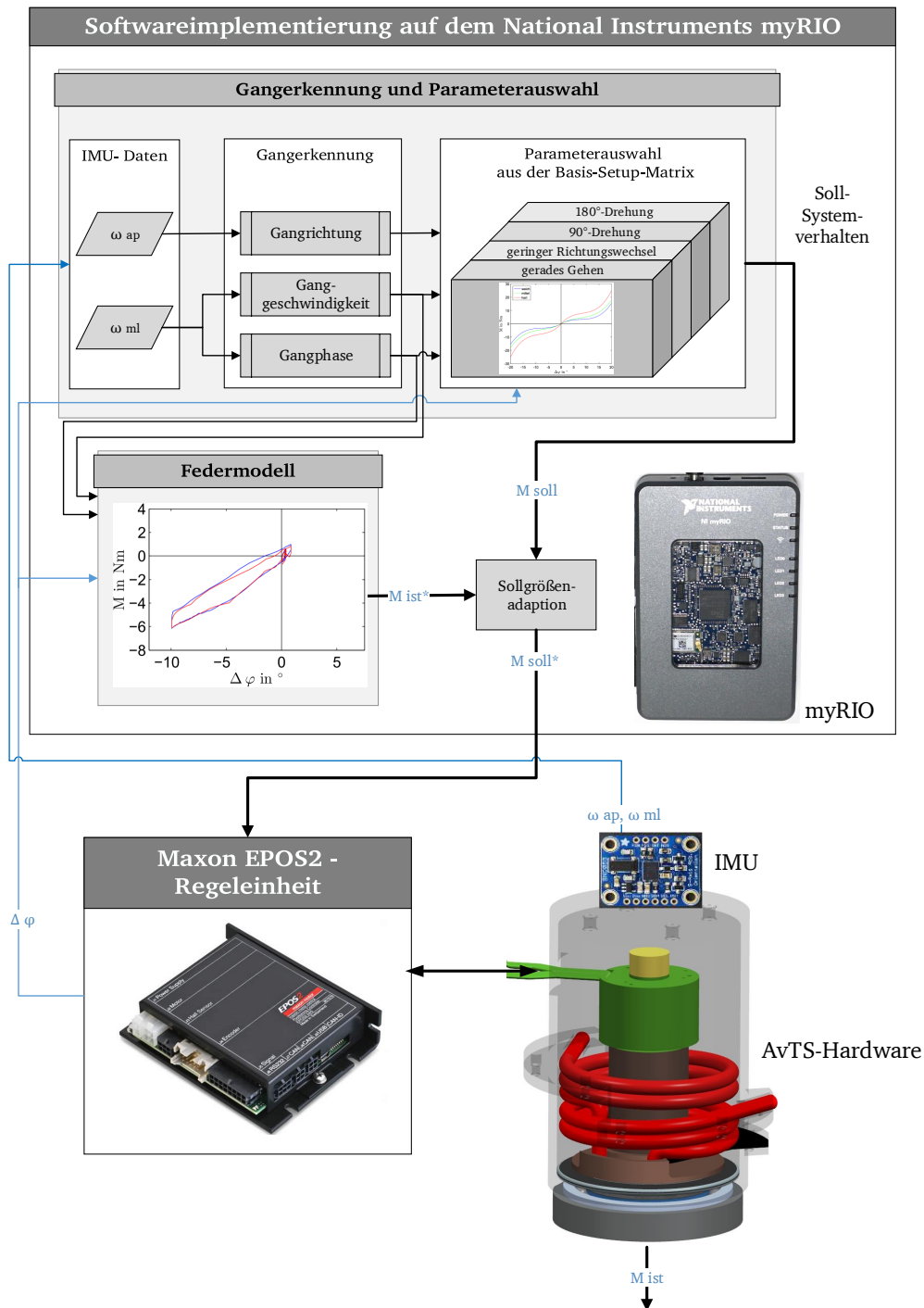


Abbildung 7.19: Struktur der Regelungsprozesse

7.5.1 Modell zur Abbildung von Nichtlinearitäten im System

Die gemessenen Nichtlinearitäten der AvTS-Hardware ohne Antrieb (siehe Abschnitt 7.4) werden in einem Federmodell abgebildet. Die Entwicklung der Übertragungsfunktion zur Modellerstellung erfolgt auf Basis eines Neuronalen Netzwerkes mit Fehlerrückführung (multilayer perceptrons mit backpropagation-Algorithmus) [117, 163]. Zur Nutzung des Neuronalen Netzes werden die Eingangsdaten x_j zu 70 % Trainingsdaten für den Algorithmus, 15 % als Validierungsdaten und 15 % als Testdaten aufgeteilt. Die Trainingsdaten dienen der Ermittlung der Gewichte w_j und der Schwellwerte b , während die Validierungsdaten die Generalisierungsfähigkeit des Netzes prüfen und das Training bei konvergiertem Fehlerwert oder ansteigendem Fehlerwert der Validierung beenden. Die Testdaten dienen zur Bewertung der Netzgüte (Netzstruktur und Parameter) [117]. Der Algorithmus berechnet die Gewichtungparameter und die Schwellwerte für die Übertragungsfunktion mit dem Ziel einer möglichst guten Annäherung an M_{ist} in Abhängigkeit der Eingangsdaten. Eine Untersuchung anhand der Validierungsdaten zeigt eine hohe Netzgüte für ein Neuronales Netz von zwei Ebenen mit jeweils 25 Neuronen unter Verwendung einer Sigmoid-Übertragungsfunktion mit Schwellwerten (siehe Gleichung 7.5.1).

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{(-\sum_j w_j x_j - b)}} \quad (7.5.1)$$

In Abbildung 7.20 ist die Vorgehensweise zur Erstellung des Federmodells visualisiert. Die Modellierung der Federhysterese basiert auf Messdaten des AvTS-Systems ohne verbauten Antrieb. Für die Messungen wurde der Relativwinkel $\Delta\varphi$ der Bewegungssituationen des Testzyklus als Trajektorienvorgabe φ_{soll} für den Prüfstandsantrieb verwendet (vgl. Abbildung 7.17). Das gemessene Drehmoment M_L (entspricht hier M_{ist}), die Trajektorienvorgabe $\Delta\varphi$ sowie die abgeleitete Relativwinkelgeschwindigkeit $\Delta\dot{\varphi}$ dienen dem Neuralen Netz als Eingangsdaten zur Berechnung des Systemverhaltens M_{ist*} .

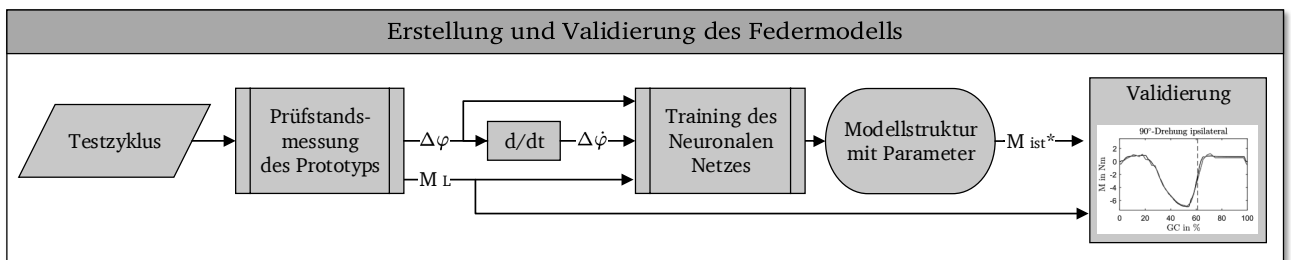


Abbildung 7.20: Vorgehensweise zur Erstellung des Federmodells mittels eines Neuronalen Netzes

Die Ergebnisse der Validierung sind in Abbildung 7.21 aufgeführt. Die Berechnungen für die Drehmomentverläufe M_{ist*} (rot) der einzelnen Bewegungssituationen aus dem Neuronalen Netz zeigen für diese prototypische Anwendung hinreichend gute Näherungen zu den gemessenen Lastdrehmomenten $M_L = M_{ist}$ (blau). Abbildungen der Hystereseverläufe sind in Abschnitt E.6 aufgeführt. Es sind Abweichungen zwischen der Berechnung und dem Messwert zu Beginn des

Gangzyklus beim geraden Gehen und 180°-Drehungen kontralateral ersichtlich. Deren Auswirkung auf den Probanden ist bei klinischen Tests zu untersuchen. Die Abweichungen der Berechnungen zu dem Messwert in der Schwungphase (rechts der gestrichelten Linie) weisen meist eine Nullpunktverschiebung durch Haftreibung auf, welche in der gesonderten Regelstrategie (Positionsregelung über Impedanzregelung) für die Schwungphase zur Fußwinkelvariation zu berücksichtigen ist (hier nicht vorgestellt). Die aus dem Neuronalen Netz resultierenden berechneten Parameter und die Übertragungsfunktion werden in die AvTS-Software implementiert.

Für die drehgeschwindigkeitsabhängigen Nichtlinearitäten des AvTS-Antriebs, unter anderem in Form von Drehmomentschwingungen (siehe Abbildung 7.18 b), konnte vorerst keine zufriedenstellende Näherung gefunden werden. Neben linearen Ansätzen führte ein Modell einer parametrisierten Stribeck-Kurve ebenso wie ein Ansatz über ein Neuronales Netzwerk zu keinem akzeptablen Ergebnis und bedarf weitergehender Untersuchungen. In der folgenden Validierung findet keine Kompensation dieser Effekte statt.

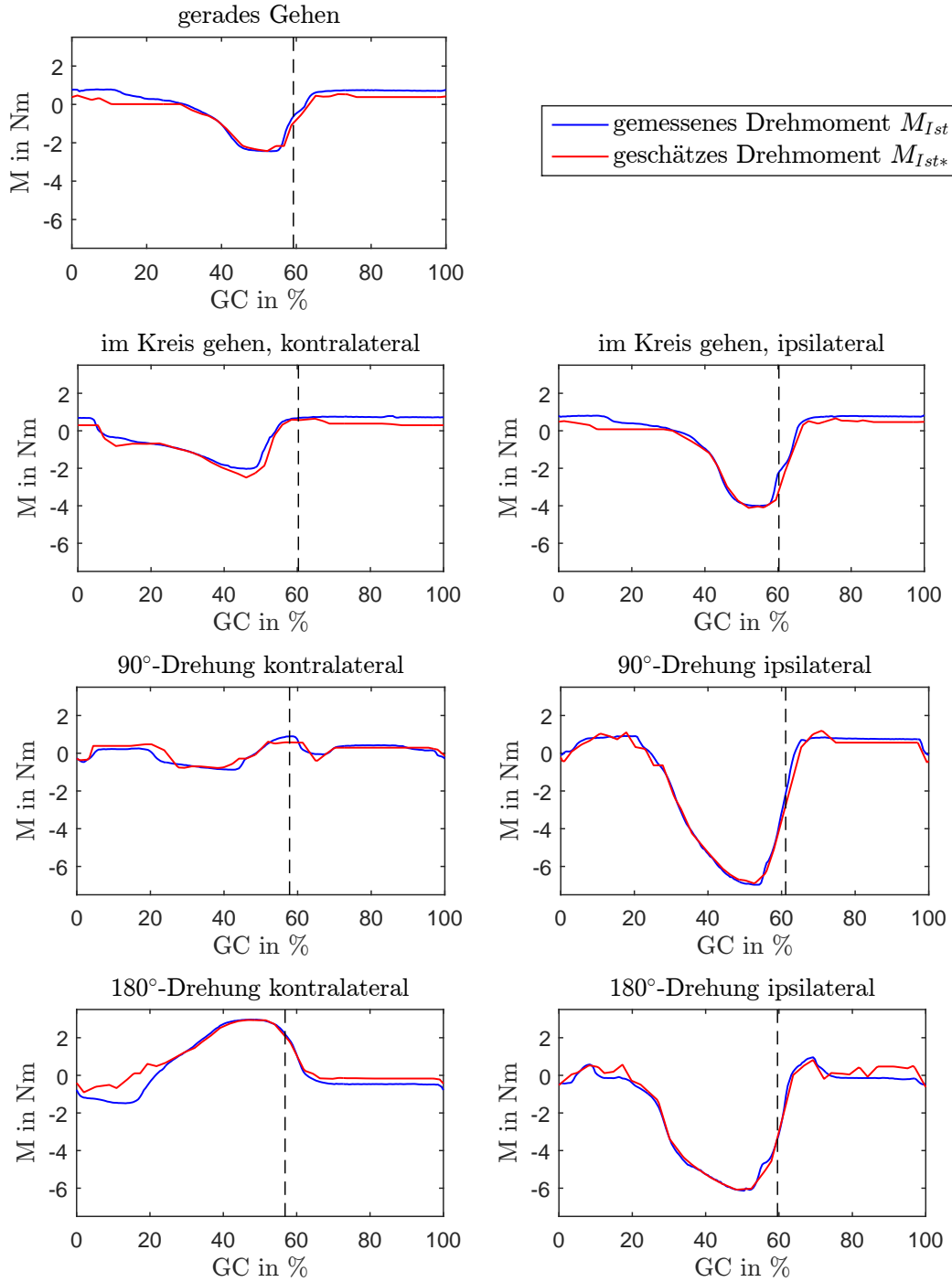


Abbildung 7.21: Gegenüberstellung des gemessenen Systemverhaltens des Prototypen (nur Federn, ohne Antrieb) (blau) zu dem geschätzten Hystereseverhalten des Verlustmodells (rot) auf Basis des Neuronalen Netzwerks. Links der gestrichelten Linie ist die Standphase, rechts davon die ungeregelte Schwungphase.

7.5.2 Validierung Standphasenregelung

Die im Folgenden vorgestellte Validierung stellt den autarken Betrieb des AvTS-Systems in der Standphase inklusive aller Nichtlinearitäten dar. Für die Validierung dient dem Prüfstandsantrieb der Testzyklus als Trajektorienvorgabe. Aufgabe des AvTS-Systems ist das Erzeugen des empfohlenen Steifigkeitsverhaltens für die einzelnen Bewegungssituationen aus der Basis-Setup-Matrix (vgl. Abschnitt 4.5). Das Eingangssignal des AvTS-Systems ist das Motorencodersignal, welches dem Relativwinkel $\Delta\varphi$ entspricht (vgl. Abbildung 7.17 und Abbildung 7.19). Durch die Sollgrößenadaption wird die Führungsgröße M_{soll*} für die Regeleinheit ermittelt (vgl. Abbildung 7.19). Die Regeleinheit stellt diese als Drehmomentvorgabe am AvTS-Antrieb. Das von dem AvTS-System aufgebrauchte Drehmoment M_{ist} wird als Lastdrehmoment M_L gemessen und dem Soll-Systemverhalten M_{soll} in Abbildung 7.21 für die einzelnen Bewegungssituationen gegenüber gestellt. Der Vergleich ist als Darstellung in Form von Hysteresen in Abschnitt E.7 abgebildet.

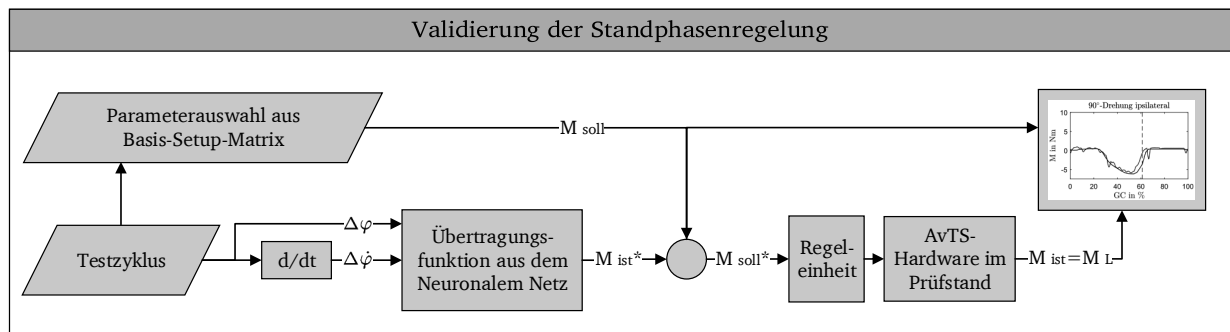


Abbildung 7.22: Vorgehensweise zur Erstellung des Feder-Verlustmodells mittels eines Neuronalem Netzes

In Abbildung 7.21 deutlich sichtbar sind Schwingungen zusätzlich zu den Abweichungen der Berechnung des Federmodells. Diese Abweichungen können auf den in Abschnitt 7.5.1 vorgestellten Drehmomentschwingungen sowie der Regeleinheit basieren. Die bauartbedingten Drehmomentschwingungen des bürstenlosen Gleichstrommotors (Maxon EC40i) können durch Austausch mit einem Gleichstrommotor mit einem schräg genutetem Eisenkern vermindert oder mit eisenloser Wicklung vermieden werden [3]. Eine Recherche bei Motorenherstellern (Faulhaber, Maxon und Bühler) unter den gegebenen Anforderungen für Bauraum, Gewicht und Leistung (vgl. Abschnitt 7.1) zeigte keinen geeigneten Antrieb als Serienprodukt. Einen weiteren Ansatz zur Reduktion der Schwingungen bietet eine Weiterentwicklung der Regelungsstruktur, um das von der Statorposition abhängige Rastmoment des Motors zum Beispiel über ein Beobachtermodell zu berücksichtigen.

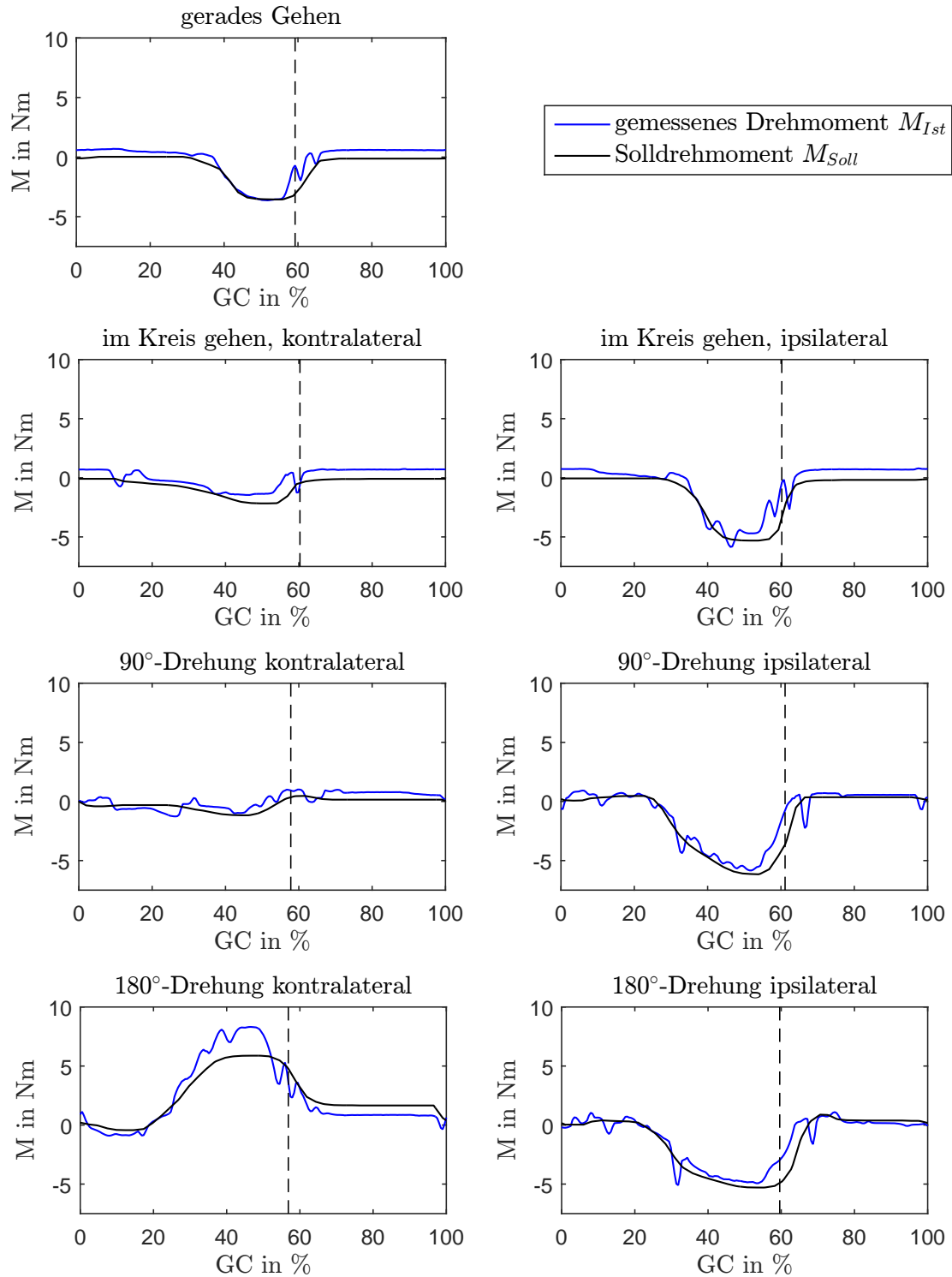


Abbildung 7.23: Gemessenes Drehmomentverhalten des AvTS-Systems (blau) gegenüber dem Soll-Systemverhalten (schwarz) bei Vorgabe einzelner Bewegungssituationen des Testzykluses unter Berücksichtigung der empfohlenen Torsionssteifigkeit nach der Basis-Setup-Matrix (vgl. Abschnitt 4.5). Links der gestrichelten Linie ist die Standphase, rechts davon die unregelte Schwungphase.

7.6 Ergebnisse

Basierend auf der resultierenden Basis-Setup-Matrix der Probandenstudie in Kapitel 4 und den Messdaten von passiven Rotationsadaptern werden Soll-Systemverhalten definiert. Weitere Anforderungen an das zu entwickelnde System zeigten Referenzdaten von passiven Rotationsadaptern (vgl. Abschnitt 2.3.2) sowie semi-aktiven [153] und aktiven Konzepten [146]. Auf Basis dieser Anforderungen wird ein Vergleich von drei Antriebskonzepten durchgeführt. Mittels eines Testzyklus, bestehend aus Messdaten einzelner Bewegungssituationen aus Kapitel 4, stellt eine Pareto-Front die maximal erforderliche Motorleistung der Antriebskonzepte dem Energiebedarf für einen Testzyklus gegenüber. Der parallel-elastische Antrieb präsentiert hierbei eine bessere Eignung gegenüber einem seriell-elastischen Antrieb und Direktantrieb für die Anwendung in einem Rotationsadapter mit variabler Torsionssteifigkeit und wird in einem prototypischen Aufbau realisiert. Der Prototyp wird hinsichtlich seinen auslenkungs- und geschwindigkeitsabhängigen Eigenschaften auf einem Torsionsprüfstand untersucht und weist eine ausgeprägte Federhysterese sowie eine Drehmomentwelligkeit des Prototypenmotors auf. Für eine Variation der Systemsteifigkeit nach der Basis-Setup-Matrix wird für die Regelung in der Standphase, welche über eine Blackbox-Regeleinheit (Maxon EPOS2) erfolgt, eine Sollgrößenadaption über ein Modell der Federhysterese implementiert. Die Validierung des Federmodells, welches über ein Neuronales Netz erzeugt wird, zeigt eine hinreichend genaue Berechnung des Systemverhaltens und wird in die Systemsoftware des Prototypen implementiert. Ansätze für ein Modell zur Abbildung der geschwindigkeitsabhängigen Effekte führten bis dato nicht zu einer hinreichenden Güte. Zur Berücksichtigung aller Nichtlinearitäten des gesamten Prototyps weist eine Validierung des Gesamtsystems am Prüfstand vielversprechende Annäherungen des geregelten Systemverhaltens zu dem Soll-Systemverhalten auf. Aufgrund der bestehenden Schwingungen im Drehmomentverhalten des Motors sind jedoch weitere Untersuchungen zur Minderung der Schwingungen notwendig.

Die vorgestellte Entwicklung und Realisierung eines Rotationsadapters mit variabler Steifigkeit stellt eine Teilfunktion des angestrebten Systems dar. Die Regelung des Fußwinkels in der Schwungphase und deren Validierung wurde hier nicht explizit vorgestellt. Sie basiert auf einer mit der Standphasenregelung kombinierten Impedanzregelung und wird in weiteren Veröffentlichungen detailliert erläutert.

8 Funktionstests des prototypischen Systems durch amputierte Menschen

Im folgenden Kapitel wird die Durchführung von Gesamtsystemtests des realisierten AvTS-Prototypen bei der Firma Blatchford Ltd. durch amputierte Probanden vorgestellt. Nach Erläuterung der Variation der Systemeigenschaften (Anpassung der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels) und Validierung der Funktionen am Prüfstand (siehe Abschnitt 7.5) erfolgt nun eine qualitative Funktionsprüfung durch amputierte Probanden. Hierfür stellten sich drei unterschenkelamputierte und zwei Oberschenkelamputierte Menschen zur Verfügung (siehe Abbildung 8.1).



Abbildung 8.1: Fotografien der drei unterschenkelamputierten (oben) und zwei Oberschenkelamputierten Probanden (unten) mit eingebautem AvTS zur Durchführung der Funktionstests

Nach Implementierung und Eingewöhnung an den Prototypen des aktiven Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung (AvTS) sowie das Tragen eines kleinen Rucksacks mit Peripheriegeräte (Batterie und Regelgeräte) erfolgte ein Training des in Kapitel 6 vorgestellten Algorithmus zur Detektion der Gangsituation auf das individuelle Gangmuster jedes Probanden. Das Training beinhaltete die Gangsituationen gerades Gehen sowie im Kreis gehen und 90°-Drehungen, jeweils in beide Richtungen. Der anschließende Funktionstest des Systems gliedert sich in mehrere Teilabschnitte, wie in Abbildung 8.2 dargestellt.

Im manuellen Betrieb wird die Variation der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels über eine grafische Benutzeroberfläche am mobilen PC gesteuert. Somit erlebt der Proband einzelne separierte Betriebszustände. Durch diesen Test in verschiedenen Gangsituationen werden weiterhin

Präferenzen der fünf amputierten Menschen in den jeweiligen Situationen erhoben und somit eine individuelle Setup-Matrix generiert. Dies ermöglicht eine Überprüfung und Erweiterung der Basis-Setup-Matrix (vgl. Abschnitt 4.5).

Zur Abbildung eines möglichst realen Betriebsszenarios erfolgt im automatisierten Betrieb kein externer Eingriff in das System und keine Vorgabe der Gangsituation. Für eine nachgelagerte Analyse werden Sensor- und Betriebsdaten gespeichert. Es wurden auch hier, wie im manuellen Betrieb, die Probanden nach ihrem persönlichen Gefühl hinsichtlich der Systemeigenschaften (Zeitpunkt und Adaption von Steifigkeitsverhalten und Fußanstellung) befragt. Der Funktionstest im automatisierten Betrieb konnte, aufgrund von technischen Problemen, lediglich mit einem unterschenkelamputierten und einem Oberschenkelamputierten Probanden durchgeführt werden.

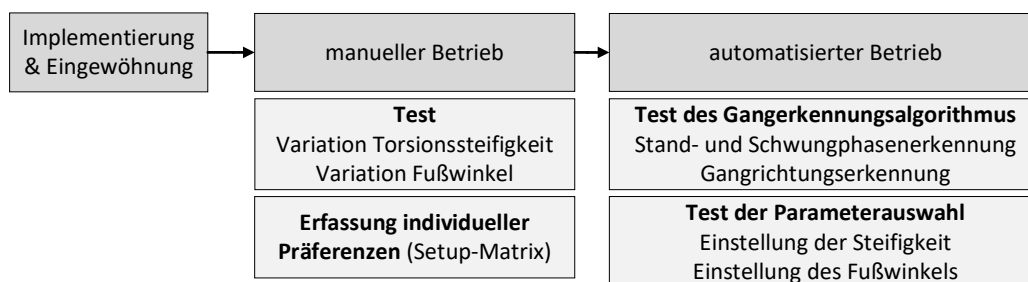


Abbildung 8.2: Übersicht der Funktionstests

Den subjektiven Einschätzungen der Probanden zufolge besteht eine gute Funktionalität des AvTS-Systems. Die beiden Probanden, welche auch den automatisierten Modus testeten, berichten von einer situationsgerechten und zeitlich passenden Änderung der Torsionssteifigkeit sowie des Fußwinkels. Es konnte eine deutlich spürbare Belastungsreduktion am Beinstumpf bei schnellem Gehen und Richtungswechsel sowie ein geringerer Kraftaufwand bei Richtungsänderungen wahrgenommen werden. Das Gewicht des AvTS sowie der gesamte Systemaufbau wurde von den Probanden als spürbar aber nicht einschränkend empfunden. Trotz der eingeschränkten Probandenanzahl und grundlegenden Testszenarien kann davon ausgegangen werden, dass die Funktionen des getesteten Systems künftigen Nutzern eine wesentliche Komfortsteigerung und Bewegungsunterstützung bei dynamischen Gangsituationen bietet.

9 Zusammenfassung und Ausblick

Menschen mit Amputationen benötigen für ein selbstbestimmtes Leben adäquate Hilfsmittel zur Wiederherstellung ihrer Mobilität. Aktuell bestehende Produkte für Beinprothesen bieten für Bewegungssituationen des geraden Gehens sowie dem Überwinden von Höhenunterschieden mechatronische Lösungen zur optimierten Bewegungsunterstützung. Zur Durchführung von Richtungsänderungen bestehen bisher nur rein passive Rotationsadapter. Diese Produkte können die kritischen Belastungen auf den Stumpf reduzieren, besitzen aber keine Variabilität hinsichtlich ihres Torsionssteifigkeitsverhaltens.

In dieser Arbeit wird zunächst der Einfluss variabler Torsionssteifigkeit sowie eine Variation des transversalen Fußwinkels bei Richtungswechselsituationen auf die Belastungen am Stumpf untersucht. Für dieses Teilziel der Arbeit wird ein Messsystem entwickelt und realisiert, welches in die Prothesenstruktur integriert wird. Dort erfasst es lokale Belastungen, welche unvermindert auf den Beinstumpf übertragen werden, sowie die Bewegungen der Prothese in den sechs Raumachsen. Mit Hilfe einer Probandenstudie mit zwei Unterschenkelamputierten werden die Gangsituationen des geraden Gehens, im Kreis gehens (beide Richtungen) und 90°-Drehungen (rechts und links) in verschiedenen Ganggeschwindigkeiten untersucht. Für jede dieser Gangsituationen werden die Einflüsse von variiert transversaler Torsionssteifigkeit sowie verändertem transversalen Fußwinkel auf die gemessenen Belastungen analysiert und mit erhobenen Probandenrückmeldungen abgeglichen. Aus den Korrelationen des Komfortempfindens der amputierten Probanden und den Belastungsmesswerten ergeben sich probandenspezifische Setup-Matrizen als ein Ergebnis dieser Studie. Diese Setup-Matrizen enthalten auf Gangsituation und -geschwindigkeit abgestimmte Kombinationen aus Torsionssteifigkeit und Fußwinkel, um die Stumpfbelastung zu reduzieren und somit den Komfort zu steigern. Auf diese Weise können Beinprothesenträger gezielt in dynamischen Bewegungssituationen unterstützt werden.

Das zweite Teilziel dieser Arbeit ist die Umsetzung der identifizierten Variabilität der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels in einen Prototypen. Mittels der Methode zur Mensch-Maschine-zentrierten Entwicklung werden Entwicklungsschwerpunkte identifiziert und priorisiert. Aus dieser Methode resultierend zeigen die Gangerkennung für eine Regelung des Systems sowie der Antrieb des Systems einen hohen Stellenwert. Zur Gangerkennung wird ein Algorithmus vorgestellt, welcher Informationen der Gangphase (Stand- und Schwungphase), Ganggeschwindigkeit sowie Gangrichtung bereit stellt. Diese Informationen dienen der Auswahl der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels für die jeweilige Bewegungssituation aus der Setup-Matrix. Die Auswahl geeigneter Messsignale einer Inertial-Messeinheit (IMU) für den Algorithmus erfolgt durch Analyse der Bewegungsmessungen von der Probandenstudie. Die Unterschenkelwinkelgeschwindigkeit in der Sagittalebene erweist sich durch entsprechende charakteristische Merkmale als geeignetes Messsignal für die Detektion der Gangphasen und -geschwindigkeit. Zur Schätzung der Ganggeschwindigkeit wird der Extremwert des Messsignals in der Schwungphase verwendet. Eine experimentelle Validierung des Algorithmus mit Hilfe von Messreihen mit zwölf Nichtamputierten unter Ganggeschwindigkeitsvariation zeigt eine eindeutige Identifizierung der Gangphasen. Die Ganggeschwindigkeitsschätzung ist durch ein kurzes Training des Algorithmus auf einem Laufband möglich. Die Gangrichtungserkennung erfolgt über die Winkelgeschwindigkeit des Unterschenkels in der Frontalebene, welche ebenfalls über die IMU erfasst wird. Eine Fuzzy-

Logik differenziert die Gangrichtung in gerades Gehen, Drehung nach rechts oder links. Eine Validierung wird mit acht Nichtamputierten in zwei unterschiedlichen Parcours durchgeführt. Durchschnittlich werden 95,67 % der Bewegungsrichtungen für einen Parcours in Form einer Acht und 97,39 % für einen Hindernisparcours korrekt detektierte.

Nach Erhebung der Anforderungen an das System und Definition von drei gewünschten Systemsteifigkeiten, auf Basis eines passiven Rotationsadapters, findet ein Vergleich geeigneter Antriebskonzepte für eine prototypische Realisierung eines Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkel statt. Im Hinblick auf erforderliche Maximalleistung und Energieverbrauch werden Direktantrieb, seriell-elastische und parallel-elastische Antriebskonzepte gegenüber gestellt. Zur realistischen Untersuchung wird speziell ein Testzyklus entwickelt, welcher einen typischen Tagesablauf abbildet. Dieser Testzyklus basiert auf den Belastungs- und Bewegungsmessdaten der einzelnen Bewegungssituationen aus der Probandenstudie und dient den Berechnungen als Datenbasis. Das parallel-elastische Antriebskonzept wird als bestes Konzept identifiziert. Durch deutlich geringeren Energieverbrauch und Maximalleistung gegenüber den anderen beiden Konzepten wird das parallel-elastische Antriebskonzept für die Verwendung in einem Prototypen ausgewählt. Die Umsetzung erfolgt über einen Gleichstrommotor parallel zu zwei Torsionsfedern. Integriert in ein Gehäuse ermöglicht der Prototyp eine Variation der Torsionssteifigkeit in der Standphase sowie die Einstellung eines variablen Fußwinkels in der Schwungphase. Die Regelung der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels wird durch eine externe Regeleinheit ausgeführt. Die dafür benötigte Sollgröße wird nach der Informationsbereitstellung der Gangerkennung durch die Setup-Matrix ausgewählt und unter Berücksichtigung von Nichtlinearitäten mittels einer Sollgrößenadaption, ähnlich einer Impedanzregelung, berechnet. Der Prototyp und dessen Regelung für die Standphase wird inklusive der programmierten und implementierten Software zur Parameterauswahl und Sollgrößenadaption an einem Prüfstand getestet. Als Bewegungsvorgabe für den Prüfstand dienen einzelne Bewegungssituationen des Testzyklus, um realitätsnahe Randbedingungen zu gewährleisten. Ergebnisse dieser Prüfstandsvalidierung zeigen ein funktionsfähiges System. Abschließend erfolgt eine Erprobung mit fünf beinamputierten Menschen in verschiedenen separierten Tests sowie autonomen Betrieb des Gesamtsystems. Die Probanden berichten positiv von einer spürbar geringeren Beinstumpfbelastung bei schnellem Gehen und Richtungsänderungen sowie einer geringeren Kraftaufwendung zur Durchführung von Richtungsänderungen.

Die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse stellen eine Basis für weitere Forschung und Entwicklung von Rotationsadaptern mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkel dar. In künftigen Schritten sollten sowohl einzelne Aspekte optimiert als auch das Gesamtsystem in klinischen Studien evaluiert werden. Eine erstellte Basis-Setup-Matrix kombiniert die individuellen Setup-Matrizen der einzelnen Probanden und stellt eine erste Grundlage der Parameterauswahl für diese Studien zur Verfügung. Die Software zur automatisierten Auswahl der Torsionssteifigkeit und des Fußwinkels aus dieser Matrix kann durch Weiterentwicklung des Gangerkennungsalgorithmus verbessert werden. Besonders die Identifikation des Standphasenendes stellt bei sehr langsamen oder untypischen Bewegungsmustern eine große Herausforderung dar. Weiterhin kann mittels einer detaillierteren Differenzierung der Gangrichtungserkennung sowie einer exakteren Ganggeschwindigkeitsschätzung die Setup-Matrix in weitere Bewegungssituationen untergliedert werden und somit noch gezielter den Amputierten in dynamischen Gangsituationen unterstützen. Dies ist für die Gangrichtungserkennung über eine erweiterte und detailliertere Fuzzy-Logik

mit mehreren gegliederten Bereichen möglich. Zur präziseren Ganggeschwindigkeitsschätzung ist eine Erfassung der individuellen Korrelation des Messwertes zu der Ganggeschwindigkeit notwendig. Dies kann im Rahmen einer üblichen Prothesenversorgung über ein Laufband vor Ort erfolgen.

Die Umsetzung eines Prototypen bildet eine Herausforderung hinsichtlich der Regelung des Systemverhaltens. Über ein Neuronales Netz wird die ausgeprägte Federhysterese in einem Verlustmodell abgebildet, welches über den Testzyklus trainiert wurde. Diese realitätsnahen Eingangsdaten des Modells decken den Großteil der täglichen Bewegungssituationen ab, sind jedoch nicht allgemeingültig und sollten um weitere Bewegungssituationen erweitert werden. Weiterhin zeigt die Validierung des Systems Schwingungen im Drehmomentverlauf, welche auf den bürstenlosen Gleichstrommotor und dessen Regelung zurückzuführen sind. Im Zuge einer Weiterentwicklung sollten weitere Konzepte zur Bereitstellung der mechanischen Federsteifigkeit untersucht werden. Die auf dem Prüfstand gemessenen Drehmomentschwingungen wurden nicht von den Probanden bei den Funktionstests wahrgenommen, dennoch könnten andere Antriebskonzept diese Schwingungen mindern oder gänzlich ausschließen. Beispielsweise sind hier eisenlose Gleichstrommotoren oder elektromagnetische Konzepte zu nennen. Eine Weiterentwicklung der Sollgrößenadaption, welche das dynamische Verhalten des Systems berücksichtigt, kann die Leistungsfähigkeit und Regelgüte des Systems steigern. Zum Beispiel könnten Beobachtermodelle das Systemverhalten, inklusive der Drehmomentwelligkeit, Dämpfungs- sowie Massenträgheitseffekte, abbilden.

Nach Miniaturisierung und Optimierung der Hardware und Software, sollten klinische Tests mit heterogenen Gruppen von Amputierten mit einer hohen Anzahl an Teilnehmern die vorteilhaften Funktionen und Einstellparameter der Setup-Matrix validiert werden.

Der in dieser Arbeit entwickelte und realisierte Prototyp zur Variation der Torsionssteifigkeit und Fußwinkelstellung bietet eine Grundlage für die Weiterentwicklung und Realisierung als Produkt. Wie bereits mit einer geringen Anzahl von Probanden und prototypischen Aufbau gezeigt, besteht mit den Funktionen einer variierten Torsionssteifigkeit und Fußanstellung ein hohes Potential zur Reduktion der Beinstumpfbelastung und damit einhergehend einem komfortableren Gang. Mit einer dadurch resultierenden Steigerung der Mobilität wird die Partizipation in der Gesellschaft sowie im alltäglichen Leben gefördert und somit die Rehabilitation und Inklusion weiter forciert.



Literaturverzeichnis

- [1] J. Adderson, K. Parker, D. Macleod, R. Kirby, and C. Mcphail. Effect of a shock-absorbing pylon on transmission of heel strike forces during the gait of people with unilateral trans-tibial amputations: a pilot study. *Prosthetics and orthotics international*, 31(4):384–393, 2007.
- [2] Maxon Motor AG. Motor und betriebsbereiche von dc motoren, 2010. URL http://www.maxonmotor.de/medias/sys_master/8797816094750/maxonMotorData-Handzettel.pdf?attachment=true. abgerufen am 25.6.16.
- [3] Maxon Motor AG. Gleichstrommotor mit eisenloser Wicklung, 2010. URL http://www.maxonmotor.de/medias/sys_master/8797782966302/maxonDCmotor-Notizen.pdf. abgerufen am 17.6.2016.
- [4] R. Alexander. Bipedal animals and their differences from humans. *Journal of Anatomy*, 204(5):321–330, 2004.
- [5] M. Alimusaj. Step and spin turning in transtibial amputees: Functional effects of a rotational unit in a prosthetic foot. In *American Academy of Orthotists & Prosthetists*, 2014.
- [6] M. Alimusaj, D. Heitzmann, J. Block, and S. Wolf. Plötzliches ändern der Laufrichtung bei transtibial Amputierten: funktionale Auswirkungen auf die Rotationselemente im Prothesenfuß. In *Kongressvortrag OTWorld*, 2014.
- [7] S. Almosnino, T. Kajaks, and P. Costigan. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1(1):1, 2009.
- [8] J. C. Alvarez, D. Alvarez, A. López, and R. C. González. Pedestrian navigation based on a waist-worn inertial sensor. *Sensors*, 12(8):10536–10549, 2012.
- [9] K. Aminian, B. Najafi, C. Büla, P-F. Leyvraz, and P. Robert. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of biomechanics*, 35(5):689–699, 2002.
- [10] R. Andres and S. Stimmel. Prosthetic alignment effects on gait symmetry: a case study. *Clinical Biomechanics*, 5(2):88–96, 1990.
- [11] E. Antonsson and R. Mann. The frequency content of gait. *Journal of biomechanics*, 18(1):39–47, 1985.
- [12] S. Au, P. Dilworth, and H. Herr. An ankle-foot emulation system for the study of human walking biomechanics. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.

-
- [13] S. Au, H. Herr, J. Weber, and E. Martinez-Villalpando. Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee ambulation. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pages 3020–3026. IEEE, 2007.
- [14] S. Au, M. Berniker, and H. Herr. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural Networks*, 21(4):654–666, 2008.
- [15] S. Au, J. Weber, and H. Herr. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. *IEEE Transactions on Robotics*, 25 (1):51 – 66, 2009.
- [16] S. Backhaus. Institut für Mechatronische Systeme im Maschinen. TU Darmstadt, 2016.
- [17] R. Baumgartner and P. Botta. *Amputation und Prothesenversorgung*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2008.
- [18] R. Baumgartner and B. Greitemann. *Grundkurs Technische Orthopädie*. Georg Thieme Verlag, 2007.
- [19] P. Beckerle. *Human-machine-centered design and actuation of lower limb prosthetic systems*. Shaker Verlag, 2014.
- [20] A. Behboodi, H. Wright, N. Zahradka, and S. Lee. Seven phases of gait detected in real-time using shank attached gyroscopes. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE, pages 5529–5532. IEEE, 2015.
- [21] J. Berge, J. Czerniecki, and G. Klute. Efficacy of shock-absorbing versus rigid pylons for impact reduction in transtibial amputees based on laboratory, field, and outcome metrics. *Journal of rehabilitation research and development*, 42(6):795, 2005.
- [22] B. Bergelin and P. Voglewede. Design of an active ankle-foot prosthesis utilizing a four-bar mechanism. *Journal of Mechanical Design*, 134(6):061004, 2012.
- [23] N. Berme, P. Lawes, S. Solomonidis, and J. Paul. A shorter pylon transducer for measurement of prosthetic forces and moments during amputee gait. *Engineering in Medicine*, 4(4):6–8, 1975.
- [24] C. Bishop. *Pattern Recognition and Machine Learning*. Springer, 2006.
- [25] H. Bleß. *Diabetes-versorgung in deutschland – ziele, maßnahmen und zielerreichung*, 2012. URL http://www.iges.com/e6/e1621/e10211/e5207/e5236/e7130/e7537/attr_objs13063/IGESInstitutVorstellungGutachtenDiabetesVersorgunginDeutschlan07Mrz2012_ger.pdf. abgerufen am 17.6.16.
- [26] U. Boenick, H-P. Steffens, and R. Wilk. Beanspruchungsuntersuchungen an Modularprothesen für die unteren Extremitäten-Meßverfahren und Ergebnisse der letzten 15 Jahre. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 31(12):307–314, 1986.

-
- [27] D. Boone. Investigation of socket reactions from transtibial prosthesis malalignment. PhD thesis, The Hong Kong Polytechnic University, 2005.
- [28] D. Boone, T. Kobayashi, T. Chou, A. Arabian, K. Coleman, M. Orendurff, and M. Zhang. Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses. *Gait & posture*, 37(4):620–626, 2013.
- [29] M. BoTaylor. Klinische Ganganalyse mittels 3D-Ultraschalltopometrie, Reliabilitätsbetrachtungen und Störungsidentifikation bei SpA-Patienten. PhD thesis, Universität Jena, 2010.
- [30] P. Brinkmann, W. Frobin, G. Leivseth, and B. Drerup. Orthopädische Biomechanik. Universitäts- und Landesbibliothek Münster - Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster, 2012.
- [31] R. Brunner. Die biomechanik des kniegelenks beim stehen und gehen. *ORTHOPADIE TECHNIK*, pages 500–507, 2004.
- [32] J. Buckley, S. Jones, and K. Birch. Oxygen consumption during ambulation: comparison of using a prosthesis fitted with and without a tele-torsion device. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(4):576–581, 2002.
- [33] R. Calow. Markerlose Ganganalyse mit einem Multikamerasystem. PhD thesis, Otto-von-Guericke-Universität, Magdeburg, 2005.
- [34] P. Catalfamo, S. Ghoussayni, and D. Ewins. Gait event detection on level ground and incline walking using a rate gyroscope. *Sensors*, 10(6):5683–5702, 2010.
- [35] Lu-Ping Chao and Ching-Yan Yin. The six-component force sensor for measuring the loading of the feet in locomotion. *Materials & design*, 20(5):237–244, 1999.
- [36] Ottobock GmbH & Co.KG, abgerufen am 25.6.2016. URL www.ottobock.de.
- [37] Schunk GmbH & Co.KG, abgerufen am 8.6.2016. URL www.schunk.com.
- [38] G. Courtine and M. Schieppati. Human walking along a curved path. i. body trajectory, segment orientation and the effect of vision. *European Journal of Neuroscience*, 18(1):177–190, 2003.
- [39] J. Cumming, S. Barr, and T. Howe. Prosthetic rehabilitation for older dysvascular people following a unilateral transfemoral amputation. *Cochrane Database Syst Rev*, 4, 2006.
- [40] D. Cunningham and G. Brown. Two devices for measuring the forces acting on the human body during walking. *Proceedings of the Society for Experimental Stress Analysis*, 9:75–90, 1952.
- [41] W. De Vries, H. Veeger, C. Baten, and F. Van Der Helm. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait & posture*, 29(4):535–541, 2009.

-
- [42] A. Deathe and W. Miller. The l test of functional mobility: measurement properties of a modified version of the timed “up & go” test designed for people with lower-limb amputations. *Physical therapy*, 85(7):626–635, 2005.
- [43] Wissenschaftliches Institut der AOK (WidO). Häufigkeit von amputationen unterer extremitäten, abgerufen am 8.6.2016. URL http://wido.de/fileadmin/wido/downloads/pdf_krankenhaus/wido_kra_amputation_1104.pdf.
- [44] Bundesärztekammer Deutschland, abgerufen am 8.6.16. URL http://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/DeklHelsinki2013.pdf.
- [45] Endolite Deutschland, abgerufen am 25.6.16. URL www.endolite.de/.
- [46] J. Dingwell, J. Cusumano, P. Cavanagh, and D. Sternad. Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *Journal of biomechanical engineering*, 123(1):27–32, 2001.
- [47] J. Donelan and R. Kram. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 268(1480):1985–1992, 2001.
- [48] R. Dumas, L. Cheze, and L. Frossard. Load during prosthetic gait: is direct measurement better than inverse dynamics? *European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC)*, 2009.
- [49] H. Eberhart, V. Inman, J. Saunders, A. Levens, B. Bresler, and T. McCowan. Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs. Report to the National Research Council, 1947.
- [50] M. El-Gohary, S. Pearson, J. McNames, M. Mancini, F. Horak, S. Mellone, and L. Chiari. Continuous monitoring of turning in patients with movement disability. *Sensors*, 14(1):356–369, 2013.
- [51] R. Enoka. *Neuromechanics of Human Movement*. Human kinetics, 2015.
- [52] C Everarts, B Dehez, and R Ronsse. Variable stiffness actuator applied to an active ankle prosthesis: Principle, energy-efficiency, and control. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2012.
- [53] E. Fasse, N. Hogan, S. Gomez, and N. Mehta. A novel variable mechanical impedance electromechanical actuator. *Dynamic Systems and Control*, 55(1):311–318, 1994.
- [54] J. Feldhusen and K-H. Grote. *Pahl/Beitz Konstruktionslehre: Methoden und Anwendung erfolgreicher Produktentwicklung*. Springer-Verlag, 2013.
- [55] G. Fiedler. Effects of physical exertion and alignment alterations on trans-tibial amputee gait, and concurrent validity of prosthesis-integrated measurement of gait kinetics. 2012.
- [56] K. Flick. *Biomechanics and dynamics of turning*. PhD thesis, University of Washington, 2005.

-
- [57] K. Flick, M. Orendurff, J. Berge, A. Segal, and G. Klute. Comparison of human turning gait with the mechanical performance of lower limb prosthetic transverse rotation adapters. *Prosthetics and orthotics international*, 29(1):73–81, 2005.
- [58] Audit Commission for Local Authorities, the National Health Service in England, and Wales. Fully Equipped: The Provision of Equipment to Older Or Disabled People by the NHS and Social Services in England and Wales; National Report. Audit Commission for Local Authorities and the National Health Service in England and Wales, 2000.
- [59] International Organization for Standardization. Prothetik - Prüfung der Struktur von Prothesen der unteren Gliedmaßen – Anforderungen und Prüfverfahren (ISO 10328). 2006.
- [60] Bundesverband für Menschen mit Arm-oder Beinamputation e.V., abgerufen am 25.6.16. URL <http://www.bmab.de>.
- [61] A. Freddi, G. Olmi, and L. Cristofolini. Introduction to the application of strain gages. In *Experimental Stress Analysis for Materials and Structures*, pages 23–100. Springer, 2015.
- [62] A. Fridman, I. Ona, and E. Isakov. The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthetics and orthotics international*, 27(1):17–22, 2003.
- [63] L. Frossard, J. Beck, M. Dillon, and J. Evans. Development and preliminary testing of a device for the direct measurement of forces and moments in the prosthetic limb of transfemoral amputees during activities of daily living. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 15(4):135–142, 2003.
- [64] L. Frossard, D. Lee Gow, B. Contoyannis, D. Ewins, J. Sullivan, R. Tranberg, E. Haggstrom, and R. Brånemark. Loading applied to the implant of transfemoral amputees fitted with a direct skeletal fixation during walking in a straight line and around a circle. *International Society of Biomechanics XIXth Congress. The Human Body in Motion.*, 6-11 July 2003, University of Otago, Dunedin, New Zealand, 2003.
- [65] L. Frossard, N. Stevenson, J. Smeathers, E. Häggström, K. Hagberg, J. Sullivan, D. Ewins, D. Gow, S. Gray, and R. Brånemark. Monitoring of the load regime applied on the osseointegrated fixation of a trans-femoral amputee: a tool for evidence-based practice. *Prosthetics and orthotics international*, 32(1):68–78, 2008.
- [66] L. Frossard, N. Stevenson, J. Sullivan, M. Uden, and M. Pearcy. Categorization of activities of daily living of lower limb amputees during short-term use of a portable kinetic recording system: A preliminary study. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 23(1):2–11, 2011.
- [67] L. Frossard, E. Haggstrom, K. Hagberg, and R. Brånemark. Load applied on a bone-anchored transfemoral prosthesis: characterisation of a prosthesis: a pilot study. *Journal of rehabilitation research and development*, 50(5):619–634, 2013.
- [68] R. Gailey, K. Roach, E. Applegate, B. Cho, B. Cunniffe, S. Licht, M. Maguire, and M. Nash. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputees ability to ambulate. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(5): 613–627, 2002.

-
- [69] S. Gard and R. Konz. The effect of a shock-absorbing pylon on the gait of persons with unilateral transtibial amputation. *Journal of rehabilitation research and development*, 40(2):109–124, 2003.
- [70] M. Gerschutz, J. Colvin, J. Denune, and G. Schober. Outcome clinical testing techniques to evaluate the appropriateness of torsion adapters. In *American Academy of Orthotists & Prosthetists, 37 th Academy Annual Meeting and Scientific Symposium*, 2011.
- [71] GP Gesundheitsprofi, abgerufen am 25.6.2016. URL <https://www.gesundheitsprofi.de/handwerk/06/bmab-spitzentreffen-mit-amputee-coalition>.
- [72] B. Glaister. Controllable transverse rotation adaptor, June 2002 2012. URL <https://www.google.com/patents/US8598815>. US Patent 8,598,815.
- [73] B. Glaister, M. Orendurff, J. Schoen, G. Bernatz, and G. Klute. Ground reaction forces and impulses during a transient turning maneuver. *Journal of biomechanics*, 41(14):3090–3093, 2008.
- [74] B. Glaister, J. Schoen, M. Orendurff, and G. Klute. A mechanical model of the human ankle in the transverse plane during straight walking: implications for prosthetic design. *Journal of biomechanical engineering*, 131(3):034501, 2009.
- [75] C. Glaister, G. Bernatz, G. Klute, and M. Orendurff. Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait & posture*, 25(2):289–294, 2007.
- [76] OTec-IN GmbH, abgerufen am 25.6.2016. URL www.otec-in.de/orthopaedietechnik-prothesen/beinprothesen.
- [77] Symacon Bildverarbeitung GmbH. Abschlussbericht zum innoregio innomed-verbundprojekt "testsystem zur 3d-ganganalyse", 2006. URL <http://dx.doi.org/10.2314/GBV:595778755>. abgerufen am 25.6.16.
- [78] E. Gonzalez, P. Corcoran, and R. Reyes. Energy expenditure in below-knee amputees: correlation with stump length. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 55(3):111–119, 1974.
- [79] K. Götz-Neumann. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Georg Thieme Verlag, 2011.
- [80] D. Gouwanda and A. Gopalai. A robust real-time gait event detection using wireless gyroscope and its application on normal and altered gaits. *Medical engineering & physics*, 37(2):219–225, 2015.
- [81] B. Greene, D. McGrath, R. O'Neill, K. O'Donovan, A. Burns, and B. Caulfield. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & biological engineering & computing*, 48(12):1251–1260, 2010.
- [82] M. Grimmer. *Powered lower limb prostheses*. PhD thesis, TU Darmstadt, 2015. URL <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/4382/>. Darmstadt, Techn. Univ., Diss., 2015.

-
- [83] M. Grimmer and A. Seyfarth. Stiffness adjustment of a series elastic actuator in an ankle-foot prosthesis for walking and running: The trade-off between energy and peak power optimization. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2011.
- [84] M. Grimmer, M. Eslamy, S. Gliech, and A. Seyfarth. A comparison of parallel- and series elastic elements in an actuator for mimicking human ankle joint in walking and running. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2012.
- [85] S. Grimmer. Steifigkeitsanpassung beim Laufen auf unebenem Terrain. PhD thesis, Universität Jena, 2008.
- [86] K. Gruber, H. Ruder, J. Denoth, and K. Schneider. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of biomechanics*, 31(5):439–444, 1998.
- [87] E. Halsne, M. Waddingham, and B. Hafner. Long-term activity in and among persons with transfemoral amputation. *J Rehabil Res Dev*, 50(4):515–30, 2013.
- [88] A. Hansen, M. Meier, M. Sam, D. Childress, and M. Edwards. Alignment of trans-tibial prostheses based on roll-over shape principles. *Prosthetics and orthotics international*, 27(2):89–99, 2003.
- [89] K. Hase and R. Stein. Turning strategies during human walking. *Journal of Neurophysiology*, 81(6):2914–2922, 1999.
- [90] G. Hegewald. Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen. PhD thesis, Humboldt-Universität zu Berlin, Philosophische Fakultät IV, 2000.
- [91] G. Heller, C. Günster, and H. Schellschmidt. Wie häufig sind Diabetes-bedingte Amputationen unterer Extremitäten in Deutschland? *Deutsche medizinische Wochenschrift*, 129:429–433, Juli 2004. doi: 10.1055/s-2004-820063.
- [92] G. Heller, C. Günster, and E. Swart. Über die Häufigkeit von Amputationen unterer Extremitäten in Deutschland. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 130 (28/29):1689 – 1690, 2005.
- [93] J. Hitt, T. Sugar, M. Holgate, and R. Bellman. An active foot-ankle prosthesis with biomechanical energy regeneration. *Journal of medical devices*, 4(1):011003, 2010.
- [94] A. Hof, R. van Bockel, T. Schoppen, and K. Postema. Control of lateral balance in walking: experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & posture*, 25(2):250–258, 2007.
- [95] B. Hordacre, C. Barr, and M. Crotty. Use of an activity monitor and gps device to assess community activity and participation in transtibial amputees. *Sensors*, 14(4):5845–5859, 2014.
- [96] H. Hurkmans, J. Bussmann, E. Benda, J. Verhaar, and H. Stam. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 18(7):576–589, 2003.

-
- [97] JR 3 Inc., abgerufen am 25.6.2016. URL www.jr3.com.
- [98] SpringActive Inc., abgerufen am 25.6.2016. URL www.springactive.com.
- [99] College Park Industries, abgerufen am 25.6.2016. URL www.college-park.com.
- [100] E. Isakov, J. Mizrahi, Z. Susak, I. Ona, and N. Hakim. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, 9(4):258–262, 1994.
- [101] R. Isermann. *Mechatronische Systeme: Grundlagen*. Springer-Verlag, 2007.
- [102] G. Jacques, S. Ryan, S. Naumann, M. Milner, and W. Cleghorn. Application of quality function deployment in rehabilitation engineering. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2 (3):158 – 164, 1994.
- [103] S. Jaegers, J. Arendzen, and H. de Jongh. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(8):736–743, 1995.
- [104] A. Jafari, N. Tsagarakis, B. Vanderborght, and D. Caldwell. A novel actuator with adjustable stiffness (AwAS). In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2010. ISBN 978-1-4244-6674-0. doi: 10.1109/IROS.2010.5648902.
- [105] A. Jafari, N. Tsagarakis, and D. Caldwell. AwAS-II: a new actuator with adjustable stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2011. ISBN 978-1-61284-386-5. doi: 10.1109/ICRA.2011.5979994.
- [106] J. Jasiewicz, J. Allum, J. Middleton, A. Barriskill, P. Condie, B. Purcell, and R. Li. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait & Posture*, 24(4):502–509, 2006.
- [107] D. Jindrich and M. Qiao. Maneuvers during legged locomotion. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 19(2):026105, 2009.
- [108] K. Jordan, J. Challis, and K. Newell. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & posture*, 26(1):128–134, 2007.
- [109] M. Kadaba, H. Ramakrishnan, and M. Wootten. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*, 8(3):383–392, 1990.
- [110] A. Kale, N. Cuntoor, B. Yegnanarayana, A.N. Rajagopalan, and R. Chellappa. Gait analysis for human identification. In Josef Kittler and MarkS. Nixon, editors, *Audio- and Video-Based Biometric Person Authentication*, volume 2688 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 706–714. Springer Berlin Heidelberg, 2003.
- [111] K. Karamanidis and A. Arampatzis. Evidence of mechanical load redistribution at the knee joint in the elderly when ascending stairs and ramps. *Annals of biomedical engineering*, 37(3):467–476, 2009.

-
- [112] G. Klute, C. Kallfelz, and J. Czerniecki. Mechanical properties of prosthetic limbs: Adapting to the patient. *Journal of rehabilitation research and development*, 38(3):299, 2001.
- [113] G. Klute, J. Berge, M. Orendurff, R. Williams, and J. Czerniecki. Prosthetic intervention effects on activity of lower-extremity amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(5):717–722, 2006.
- [114] T. Kobayashi, M. Orendurff, M. Zhang, and D. Boone. Effect of transtibial prosthesis alignment changes on out-of-plane socket reaction moments during walking in amputees. *Journal of biomechanics*, 45(15):2603–2609, 2012.
- [115] T. Kobayashi, M. Orendurff, and D. Boone. Effect of alignment changes on socket reaction moments during gait in transfemoral and knee-disarticulation prostheses: case series. *Journal of biomechanics*, 46(14):2539–2545, 2013.
- [116] S. Koehler, Y. Dhaher, and A. Hansen. Cross-validation of a portable, six-degree-of-freedom load cell for use in lower-limb prosthetics research. *Journal of biomechanics*, 47(6):1542–1547, 2014.
- [117] R. Kruse, C. Borgelt, C. Moewes, F. Klawonn, and M. Ruß, G. und Steinbrecher. *Computational Intelligence: Eine methodische Einführung in Künstliche Neuronale Netze, Evolutionäre Algorithmen, Fuzzy-Systeme und Bayes-Netze*. Springer Verlag, 2011.
- [118] B. Künne. *Einführung in die Maschinenelemente*. Springer-Verlag, 2001.
- [119] L. Lamoureux and C. Radcliffe. Functional analysis of the uc-bl shank axial rotation device. *Prosthetics and orthotics international*, 1(2):114–118, 1977.
- [120] E. Ledoux, B. Lawson, A. Shultz, and M. Bartlett, H. and Goldfarb. Metabolics of stair ascent with a powered transfemoral prosthesis. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5307–5310. IEEE, 2015.
- [121] J. Lee and E. Park. Quasi real-time gait event detection using shank-attached gyroscopes. *Medical & biological engineering & computing*, 49(6):707–712, 2011.
- [122] W. Lee, L. Frossard, K. Hagberg, E. Haggstrom, D. Gow, S. Gray, and R. Branemark. Direct measurement of 3d force and moment on lower-limb osseointegrated fixation. In *International Society of Biomechanics (ISB) Technical Group on the 3-D Analysis of Human Movement*, 2006.
- [123] W. Lee, L. Frossard, K. Hagberg, E. a Haggstrom, R. Brånemark, J. Evans, and M. Pearcy. Kinetics of transfemoral amputees with osseointegrated fixation performing common activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 22(6):665–673, 2007.
- [124] J. Lelas, G. Merriman, P. Riley, and D. Kerrigan. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture*, 17(2):106–112, 2003.
- [125] F. León and U. Kiencke. *Messtechnik: Systemtheorie für Ingenieure und Informatiker*. Springer-Verlag, 2012.

-
- [126] A. Levens, V. Inman, and J. Blosser. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 30(4):859–872, 1948.
- [127] M Leydet. Create the future - design contest 2016, abgerufen am 25.6.2016. URL <http://contest.techbriefs.com/2011/entries/electronics/1926>.
- [128] S W Lipfert. Kinematic and dynamic similarities between walking and running. PhD thesis, Friedrich-Schiller Universität, 2010.
- [129] C. Loughlin, A. Albu-Schäffer, S. Haddadin, C. Ott, A. Stemmer, T. Wimböck, and G. Hirzinger. The dlr lightweight robot: design and control concepts for robots in human environments. *Industrial Robot: an international journal*, 34(5):376–385, 2007.
- [130] P. Lowe. Knee mechanism performance in amputee activity. PhD thesis, Ph. D. Thesis (2nd. edn.) University of Strathclyde (May 1969), 1969.
- [131] Vicon Motion Systems Ltd., abgerufen am 8.6.2016. URL <http://vicon.com/file/bonita-brochure.pdf>.
- [132] B. Mariani, M. Jiménez, F.G Vingerhoets, and K. Aminian. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with parkinson’s disease. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 60(1):155–158, 2013.
- [133] W. Matthis. Biomechanische Analyse von Stosssdaempfungssystemen für Beinprothesen. *ORTHOPADIE TECHNIK*, 49:946–951, 1998.
- [134] medi prosthetics GmbH. Stolperstein, abgerufen am 25.6.2016. URL www.stolperstein.com.
- [135] D. Meschede. Gerthsen Physik. Springer-Verlag, 2015.
- [136] T. Mielke. Entwicklung einer Gangerkennung auf Basis einer Inertialsensorik. Master’s thesis, TU Darmstadt, 2015.
- [137] E. Neumann, K. Yalamanchili, J. Brink, and J. Lee. Transducer-based comparisons of the prosthetic feet used by transtibial amputees for different walking activities: a pilot study. *Prosthetics and orthotics international*, 36(2):203–216, 2012.
- [138] E. Neumann, J. Brink, K. Yalamanchili, and J. Lee. Use of a load cell and force–moment curves to compare transverse plane moment loads on transtibial residual limbs: a preliminary investigation. *Prosthetics and orthotics international*, page 0309364613497048, 2013.
- [139] M. Nietert, T. Brendel, K. Gottwals, and P. Kreil. Ein portables meßsystem zur erfassung von belastungswerten in beinprothesen als alternative zu stationären ganganalysesystemen. *ORTHOPADIE TECHNIK*, 49:13–33, 1998.
- [140] M. Nietert, N. Englisch, P. Kreil, and G. Alba-Lopez. Loads in hip disarticulation prostheses during normal daily use. *Prosthetics and orthotics international*, 22(3):199–215, 1998.

-
- [141] M. Nixon and J. Carter. Advances in automatic gait recognition. In *Automatic Face and Gesture Recognition*, 2004. Proceedings. Sixth IEEE International Conference on, pages 139–144, May 2004. doi: 10.1109/AFGR.2004.1301521.
- [142] V. Noll, C. Schumacher, K. Neuheuser, M. Braun, F. Blab, B. Kleiner, F. Starker, P. Beckerle, and U. Schneider. Optimierte Anpassung von Beinprothesenschäften. *Orthopädie-Technik* (5) pp. 68-74. ISSN 0340-5591, 2016.
- [143] D. Novak, M. Goršič, J. Podobnik, and M. Munih. Toward real-time automated detection of turns during gait using wearable inertial measurement units. *Sensors*, 14(10):18800–18822, 2014.
- [144] S. Oehler. *Mobilitätsuntersuchungen und Belastungsmessungen an Oberschenkelamputierten*. De Gruyter, 2015. ISBN 978-3-11-026779-2.
- [145] S. Oehler, M. Kraft, and M. Pusch. Mobilitäts-und Belastungsmessungen an Oberschenkelamputierten Ergebnisse einer einjährigen Studie. *Biomed Technik/Biomed Eng*, 55, 2010.
- [146] N. Olson and G. Klute. Design of a transtibial prosthesis with active transverse plane control. *Journal of Medical Devices*, 9(4):045002, 2015.
- [147] M. Orendurff. Dynamic foot and ankle characteristics in functionally relevant gait performance in those with and without a pathology. PhD thesis, University of Roehampton, UK, 2012.
- [148] M. Orendurff, A. Segal, J. Berge, K. Flick, D. Spanier, and G. Klute. The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path. *Gait & posture*, 23(1):106–111, 2006.
- [149] P. Pasquina and R. Cooper. *Care of the combat amputee*. Government Printing Office, 2009.
- [150] S. Pearson, M. Mancini, M. El-Gohary, J.s McNames, and F. Horak. Turn detection and characterization with inertial sensors. In *International Congress on Sports Science Research and Technology Support*, 2013.
- [151] J. Perry. *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens*. Urban & Fischer Verlag, 2003.
- [152] J. Perry and J. Davids. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6):815, 1992.
- [153] C. Pew. Design and Testing of a Variable Stiffness Transverse Plane Adaptor for Use in a Lower Limb Prosthesis. PhD thesis, University of Washington, 2014.
- [154] C. Pew and G. Klute. Design of lower limb prosthesis transverse plane adaptor with variable stiffness. *Journal of Medical Devices*, 2015.
- [155] S. Po-Fu, S. Gard, R. Lipschutz, and T. Kuiken. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. *Journal of rehabilitation research and development*, 44(4):491, 2007.

-
- [156] D. Podsiadlo and S. Richardson. The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*, 39(2):142–148, 1991.
- [157] G. Pratt and M. Williamson. Series elastic actuators. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1995. ISBN 0-8186-7108-4. doi: 10.1109/IROS.1995.525827.
- [158] J. Radmer, J. und Krüger. Erfassung von Gangparametern für die Dokumentation des Therapiefortschritts bzw. -erfolgs bei Gangtherapie von Schlaganfallpatienten auf Basis von Tiefenkameras. *Photogrammetrie, Laserscanning, optische 3D-Messtechnik 2010*, 2010.
- [159] L. Raptopoulos, M. Dutra, and F. ESilva. Design of a three axial transducer of force and moment for amputee gait analysis. In *Proceedings of the 18th Brazilian Congress of Mechanical Engineering*, Ouro Preto, Brazil, 2005.
- [160] S. Reischl, C. Powers, S. Rao, and J. Perry. Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot & ankle international*, 20(8):513–520, 1999.
- [161] J. Rose, J. Gamble, and J. Adams. *Human walking*. Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, 2006.
- [162] J. Ross, R. Luff, and M. Ledger. Study of telescopic pylon on lower limb amputees. *Orthopädie Technik- English Edition III*, 2003.
- [163] D. Rumelhart, G. Hinton, and R. Williams. Learning representations by back-propagating errors. *Cognitive modeling*, 5(3):1, 1988.
- [164] A. Sabatini. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors*, 11(2):1489–1525, 2011.
- [165] A. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, and F. Cavallo. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 52(3):486–494, 2005.
- [166] Y. Sagawa, K. Turcot, S. Armand, A. Thevenon, N. Vuillerme, and E. Watelain. Bio-mechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait & posture*, 33(4):511–526, 2011.
- [167] J. Sanders. Ambulation with a prosthetic limb: mechanical stresses in amputated limb tissues. PhD thesis, University of Washington, Seattle, WA, 1991.
- [168] J. Sanders and C. Daly. Normal and shear stresses on a residual limb in a prosthetic socket during ambulation: comparison of finite element results with experimental measurements. *Journal of rehabilitation research and development*, 30:191–191, 1993.
- [169] J. Sanders, C. Daly, W. Cummings, R. Reed, and Robert J. A measurement device to assist amputee prosthetic fitting. *Journal of Clinical Engineering*, 19(1):63–72, 1994.

-
- [170] J. Sanders, R. Miller, D. Berglund, and S. Zachariah. A modular six-directional force sensor for prosthetic assessment: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 34(2):195–202, 1997.
- [171] R. Schicker and G. Wegener. Drehmoment richtig messen. Hottinger-Baldwin-Messtechnik, 2002.
- [172] E. Schneider and E. Chao. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*, 16(8):591–601, 1983.
- [173] H. Schüring. Beinprothesen im Hilfsmittelverzeichnis. *ORTHOPADIE TECHNIK*, 52(12):884–889, 2001.
- [174] M. Schünke, E. Schulte, and U. Schumacher. Prometheus - LernAtlas der Anatomie, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 2007.
- [175] J. Schuy and S. Rinderknecht. Integrated measurement system for amputee gait analysis: A pilot study. In *Healthcare Innovation Conference (HIC)*, 2014 IEEE, pages 91–94, Oct 2014. doi: 10.1109/HIC.2014.7038882.
- [176] J. Schuy, P. Beckerle, J. Wojtusch, S. Rinderknecht, and O. von Stryk. Conception and evaluation of a novel variable torsion stiffness for biomechanical applications. In *2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 713–718, Jun 2012. doi: 10.1109/BioRob.2012.6290778.
- [177] J. Schuy, F. Schültje, and S. Rinderknecht. Systematic course synthesis for balance and mobility tests selected for users of lower limb prosthesis. *Robotics: Science and Systems*, Berlin, Germany, 2013.
- [178] J. Schuy, A. Burkl, P. Beckerle, and S. Rinderknecht. A new device to measure load and motion in lower limb prosthesis - tested on different prosthetic feet. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2014 IEEE International Conference on, pages 187–192, Dec 2014. doi: 10.1109/ROBIO.2014.7090328.
- [179] J. Schuy, A. Burkl, and S. Rinderknecht. Mobiles Messsystem zur Ganganalyse von Beinprothesenträgern basierend auf dem NI-myRIO, chapter 7, pages 332–335. VDE Verlag, 2014. URL <http://tubiblio.ulb.tu-darmstadt.de/67118/>.
- [180] J. Schuy, T. Mielke, M. Steinhausen, P. Beckerle, and S. Rinderknecht. Design & evaluation of a sensor minimal gait phase and situation detection algorithm of human walking. In *Humanoid Robots (Humanoids)*, 2015 IEEE-RAS 15th International Conference on, pages 20–25. IEEE, 2015.
- [181] M. Schwarze, C. Hurschler, F. Seehaus, S. Oehler, and B. Welke. Loads on the prosthesis-socket interface of above-knee amputees during normal gait: Validation of a multi-body simulation. *Journal of biomechanics*, 46(6):1201–1206, 2013.
- [182] R. Sedgman, P. Goldie, and R. Iansek. Development of a measure of turning during walking. In *Advancing rehabilitation: Proceedings of the inaugural conference of the faculty of health sciences*. La Trobe University, 1994.

-
- [183] T. Seel, T. Schauer, and J. Raisch. Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints. In *Control Applications (CCA), 2012 IEEE International Conference on*, pages 45–49. IEEE, 2012.
- [184] A. Segal, M. Orendurff, J. Czerniecki, J. Shofer, and G. Klute. Transtibial amputee joint rotation moments during straight-line walking and a common turning task with and without a torsion adapter. *J Rehabil Res Dev*, 46(3):375–83, 2009.
- [185] A. Segal, M. Orendurff, J. Czerniecki, J. Shofer, and G. Klute. Local dynamic stability of amputees wearing a torsion adapter compared to a rigid adapter during straight-line and turning gait. *Journal of biomechanics*, 43(14):2798–2803, 2010.
- [186] A. Segal, M. Orendurff, J. Czerniecki, J. Schoen, and G. Klute. Comparison of transtibial amputee and non-amputee biomechanics during a common turning task. *Gait & posture*, 33(1):41–47, 2011.
- [187] A. Segal, R. Kracht, and G. Klute. Does a torsion adapter improve functional mobility, pain, and fatigue in patients with transtibial amputation? *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 472(10):3085–3092, 2014.
- [188] R. Skiera. Der Stoßdämpfer Delta Twist mit erweiterter Torsionsfunktion: Anforderungen, mechanische Eigenschaften und Bewertung durch Patienten. *Medizinisch-Orthopädische Technik* 122, No. 5, 2002.
- [189] Össur Deutschland GmbH, mit freundlicher Genehmigung zur Verwendung abgerufen am 25.6.2016. URL www.ossur.de.
- [190] C. Stauf. Untersuchung der Prothesen-Rotationsstoßdämpfer OS1 und US1 im Rahmen einer Biomechanik-Studie. *Orthopädie Technik*, 52(9):634–644, 2000.
- [191] H-P. Steffens, K-W. Engelke, and U. Boenick. Untersuchung der Belastung von Unterschenkel-Rohrskellettprothesen auf Gehbahnen außerhalb des Hauses. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 22(1-2):8–12, 1977.
- [192] M. Steinhausen. Entwicklung und Implementierung eines Testzyklus an einem Prüfstand für Beinprothesen. Master’s thesis, Institut für Mechatronische Systeme, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [193] J. Stepien, S. Cavenett, L. Taylor, and M. Crotty. Activity levels among lower-limb amputees: self-report versus step activity monitor. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(7):896–900, 2007.
- [194] F. Stief. Biomechanische Analyse beim Walking, Nordic Walking und Running mittels inverser Dynamik. PhD thesis, 2006.
- [195] S. Strike and M. Taylor. The temporal–spatial and ground reaction impulses of turning gait: Is turning symmetrical? *Gait & posture*, 29(4):597–602, 2009.

-
- [196] Po-Fu Su, S. Gard, R. Lipschutz, and T. Kuiken. The effects of increased prosthetic ankle motions on the gait of persons with bilateral transtibial amputations. *American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*, 89(1):34, 2010.
- [197] F Sup, A Bohara, and M Goldfarb. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. *International Journal of Robotics Research*, 27 (2):263 – 273, 2008.
- [198] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, and H. Feng. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12 (2):2255–2283, 2012.
- [199] M Taylor. A Three-Dimensional Biomechanical Analysis of Turning Gait in Both Able-Bodied and Trans-Tibial Amputee Populations. PhD thesis, School of Human and Life Sciences, Roehampton University, University of Surrey, 2006.
- [200] M. Taylor, P. Dabnichki, and S. Strike. A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking. *Human movement science*, 24(4):558–573, 2005.
- [201] M. Taylor, S. Strike, and P. Dabnichki. Turning bias and lateral dominance in a sample of able-bodied and amputee participants. *Laterality*, 12(1):50–63, 2007.
- [202] BionX Medical Technologies, abgerufen am 25.6.2016. URL www.bionxmed.com.
- [203] Xsense Technologies. Xsense mvn, abgerufen am 25.6.2016. URL www.xsens.com/news/xsens-releases-new-real-time-character-plugin-unity/.
- [204] J. Thiele, B. Westebbe, S. Oehler, and M. Kraft. Mobiles Ganganalysesystem zur Optimierung des Prothesenaufbaus bei transfemorale Amputierten. In *OTWorld 2014, Kongressvortrag*, 2014.
- [205] K. Tittel. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Gustav-Fischer-Verlag, Jena, pages 220–223, 1985.
- [206] K. Tittel and K. Opitz. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. G. Fischer, 1994.
- [207] N. Troje, C. Westhoff, and M. Lavrov. Person identification from biological motion: Effects of structural and kinematic cues. *Perception & Psychophysics*, 67(4):667–675, 2005. ISSN 0031-5117. doi: 10.3758/BF03193523. URL <http://dx.doi.org/10.3758/BF03193523>.
- [208] C. Tudor-Locke and A. Myers. Methodological considerations for researchers and practitioners using pedometers to measure physical (ambulatory) activity. *Research quarterly for exercise and sport*, 72(1):1–12, 2001.
- [209] M. Tutuianu, A. Marotta, H. Steven, E. Ericsson, T. Haniu, N. Ichikawa, and H. Ishii. Development of a world-wide worldwide harmonized light duty driving test cycle (wltc). Technical report, UNECE, Technical report, 2013.
- [210] M. Twiste and S. Rithalia. Transverse rotation and longitudinal translation during prosthetic gait-a literature review. *Journal of rehabilitation research and development*, 40(1): 9–18, 2003.

-
- [211] H. Unbehauen. Klassische verfahren zum entwurf linearer kontinuierlicher regelsysteme. Regelungstechnik I: Klassische Verfahren zur Analyse und Synthese linearer kontinuierlicher Regelsysteme, Fuzzy-Regelsysteme, pages 185–298, 2008.
- [212] M. Van der Linden, N. Twiste, and S. Rithalia. The biomechanical effects of the inclusion of a torque absorber on trans-femoral amputee gait, a pilot study. *Prosthetics and orthotics international*, 26(1):35–43, 2002.
- [213] R. Van Ham, T. Sugar, B. Vanderborght, K. Hollander, and D. Lefeber. Compliant Actuator Designs Review of Actuators with Passive Adjustable Compliance/Controllable Stiffness for Robotic Applications. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 16:81 – 94, 2009.
- [214] B. Vanderborght, A. Albu-Schaeffer, A. Bicchi, E. Burdet, D. Caldwell, R. Carloni, M. Catalano, O. Eiberger, W. Friedl, G. Ganesh, M. Garabini, M. Grebenstein, G. Grioli, S. Haddadin, H. Hoppner, A. Jafari, M. Laffranchi, D. Lefeber, F. Petit, S. Stramigioli, N. Tsagarakis, M. Van Damme, R. Van Ham, L. Visser, and S. Wolf. Variable impedance actuators: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 61 (12):1601 – 1614, 2013. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2013.06.009>.
- [215] J. Ventura, A. Segal, G. Klute, and R. Neptune. Compensatory mechanisms of transtibial amputees during circular turning. *Gait & posture*, 34(3):307–312, 2011.
- [216] R. Versluys, P. Beyl, M. Van Damme, A. Desomer, R. Van Ham, and D. Lefeber. Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 4(2):65–75, 2009.
- [217] T Verstraten, G Mathijssen, R Furnemont, B Vanderborght, and D Lefeber. Modeling and dimensioning of geared dc motors for energy efficiency: Comparison between theory and experiments. *Mechatronics*, 30:198 – 213, 2015.
- [218] T. Verstraten, P. Beckerle, R. Dumasl Furnemont, G. Mathijssen, and B. Vanderborght. Series and parallel elastic actuation: Impact of natural dynamics on power and energy consumption. *Mechanism and Machine Theory*, 102:232 – 246, 2016. ISSN 0094-114X. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2016.04.004>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X16300301>.
- [219] A. Voloshina and D. Ferris. Biomechanics and energetics of running on uneven terrain. *The Journal of experimental biology*, 218(5):711–719, 2015.
- [220] H. von Nettelhorst, U. Boenick, and H-P. Steffens. Ein elektronisches Speicherverfahren zur Messung und histographischen Darstellung der Druckkräfte in Rohrskelettprothesen. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 23(12):311–314, 1978.
- [221] R. Waters, J. Perry, D. Antonelli, and H. Hislop. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 58(1):42–46, 1976.
- [222] E. Wentink, H. Koopman, S. Stramigioli, J. Rietman, and P. Veltink. Variable stiffness actuated prosthetic knee to restore knee buckling during stance: A modeling study. *Medical Engineering & Physics*, 35:838 – 845, 2013.

-
- [223] B. Westebbe, J. Thiele, and M. Kraft. A mobile gait analysis system for optimization of prosthetic alignments. *Biomedical Engineering/ Biomedizinische Technik*, 2013.
- [224] H. Wetz and D. Gisbertz. Geschichte der Exoprothetik an der unteren Extremität. *Der Orthopäde*, 29(12):1018–1032, 2000.
- [225] M. Whittle. *Gait analysis: An introduction*. Elsevier, 2007.
- [226] D. Winter. Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of motor behavior*, 15(4):302–330, 1983.
- [227] D. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, 2009.
- [228] Statistisches Bundesamt: Staat & Gesellschaft Wohnen, abgerufen am 25.6.16. URL <https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/EinkommenKonsumLebensbedingungen/Wohnen/Tabellen/BewohnteWohneinheiten.html>.
- [229] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D’Lima, L. Cristofolini, and H. Witte. Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4):543–548, 2002.
- [230] M. Zahedi, W. Spence, S. Solomonidis, and J. Paul. Alignment of lower limb prostheses. *J Rehabil Res Dev*, 23:2–19, 1986.
- [231] S. Zahedi. *ATLAS OF Prosthetics*, chapter Lower Limb Prosthetic Research In The 21st Century. Endolite Institute, 2001.
- [232] B. Zhang, S. Jiang, D. Wei, M. Marschollek, and W. Zhang. State of the art in gait analysis using wearable sensors for healthcare applications. In *Computer and Information Science (ICIS)*, 2012 IEEE/ACIS 11th International Conference on, pages 213–218. IEEE, 2012.
- [233] K. Ziegler-Graham, E. MacKenzie, P. Ephraim, T. Travison, and R. Brookmeyer. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89:422 – 429, 2008.



Betreute studentische Arbeiten

Diese Arbeit entstand mit studentischer Unterstützung durch Hilfswissenschaftler und Abschlussarbeiten. Folgende studentischen Arbeiten haben einen Beitrag zur vorliegenden Arbeit geleistet:

Masterarbeiten

- T. Mielke: Entwicklung einer Gangerkennung auf Basis von Inertialsensorik. Master Thesis, TU-Darmstadt, 2015
- M. Pickhard: Prototypenrealisierung einer adaptiven Beinprothesenkomponente. Master Thesis, TU-Darmstadt, 2015
- O. Pätkau: Application of different control strategies to the forward dynamic simulation of human gait. Master Thesis, TU-Darmstadt, 2014
- V. Noll: Konzeptentwicklung und Parameteridentifikation eines biomechanischen Modells der Stumpf-Schaft-Schnittstelle von Beinprothesen. Master Thesis, TU-Darmstadt, 2014

Bachelorarbeiten

- J. Weitz: Miniaturisierung eines Messsystems zur Integration in Beinprothesen. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2016
- S. Winter: Optimierung eines prototypischen Antriebs mit variabler Steifigkeit. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2016
- M. Steinhausen: Entwicklung und Implementierung eines Testzyklus an einem Prüfstand für Beinprothesen. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2015
- F. Feike: Konzeptioneller Vergleich von Topologien zur Generierung variabler Steifigkeit. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2015
- A. Heinz: Prototypenentwicklung einer adaptiven Beinprothesenkomponente. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2015
- P. Scholl: Untersuchung verschiedener Ansätze für die Entwicklung eines aktiven Prothesenkniegelenks mit Steifigkeit und Dämpfung. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2014
- V. Haberstroh: Analyse eines Messsystems für biomechanische Studien. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2014
- T. Keller: Vergleich von Antriebstopologien zur Anwendung in der Beinprothetik. Bachelor Thesis, TU-Darmstadt, 2014

Forschungsseminare - Studentische Literaturrecherchearbeiten

- D. Frey: Gangerkennung und -analyse mittels Inertial-Messsysteme. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2015
- M. Kuhmann: Biomechanische Ganganalysen. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2014
- C. Schumacher: Fluidtechnik in der Beinprothetik. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2014
- H. Engelbart: Biomechanische Auswirkungen bei Variation der Positionierung von Prothesenkomponenten. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2014
- M. Münch: Gangphasen- und Gangmusterdetektion in Beinprothesen. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2014
- M. Stepper: Biomechanische Auswirkung bei Variation von Prothesenkomponenten. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2014
- O. Pätkau: Betriebs- und Regelstrategien adaptiver Prothesenkomponenten. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2013
- S. Beutel: Umsetzung anatomischer Freiheitsgrade in der Beinprothetik. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2013
- M. Flor: Stand der Technik im Bereich Schafttechnik von Beinprothesen. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2013
- S. Fujiwara: Identifikation und Charakterisierung von Einflussfaktoren beim Stolpern. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2013
- V. Noll: Identifikation und Charakterisierung von Einflussfaktoren am Fuß bezüglich des Gangverhaltens. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2012
- F. Schültje: Identifikation und Charakterisierung von Einflussfaktoren am Knie und Unterschenkel bezüglich des Gangverhaltens von transfemorale Amputierten. Forschungsseminar, TU-Darmstadt, 2012

Advanced Design Projects / Advance Research Projects - Studentische Projektteamarbeiten

- J. Hahn, T. Müller, N. Nostadt, J. Reitz, D. Stenger: Regelung eines parallel-elastischen Antriebs. Advanced Research Project, TU-Darmstadt, 2016
- N. Ehl, P. Leise, B. Lindner, F. Scheffer, M. Schumacher: Entwicklung eines Prototyps zur Adaptierung von dynamischen Gangsituationen. Advanced Design Project, TU-Darmstadt, 2014
- C. Mao, G. Martin, C. Peng, N. Schweizer, F. Unterderweide: Konzeptentwicklung eines Prototyps zur Adaptierung von dynamischen Gangsituationen. Advanced Design Project, TU-Darmstadt, 2013
- S. Beutel, M. Flor, S. Fujiwara, T. Rützel, O. Sandig: Konzeptentwicklung eines Prüfstands zur Validierung von Sensormodulen. Advanced Design Project, TU-Darmstadt, 2012

Anhang



A Anhang - Kapitel 2

A.1 Mobilitätsgrade

Klassifizierung von Amputierten nach deren Mobilität [173]:

Mobilitätsgrad 0: Nichtgehfähiger

„Der Patient besitzt aufgrund des schlechten physischen und psychischen Zustandes zur Zeit selbst mit fremder Hilfe nicht die Fähigkeit, sich mit einer Prothese fortzubewegen oder sie zum Transfer zu nutzen. Eine kosmetische, nicht mobilisierende Prothesenversorgung zur Wiederherstellung des äußeren Erscheinungsbildes kann angezeigt sein. Therapieziel: Wiederherstellung des äußeren Erscheinungsbildes, Mobilisierung mit dem Rollstuhl.“

Mobilitätsgrad 1: Innenbereichsgeher

„Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, eine Prothese für Transferzwecke oder zur Fortbewegung auf ebenen Böden mit geringer Gehgeschwindigkeit zu nutzen. Gehdauer und Gehstrecke sind aufgrund seines Zustandes stark limitiert. Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit und der auf den Innenbereich limitierten Gehfähigkeit.“

Mobilitätsgrad 2: Eingeschränkter Außenbereichsgeher

„Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, sich mit einer Prothese mit geringer Gehgeschwindigkeit fortzubewegen und dabei niedrige Umwelthindernisse, wie Bordsteine, einzelne Stufen oder unebene Böden, zu überwinden. Gehdauer und Gehstrecke sind aufgrund seines Zustandes limitiert. Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit, der auf den Innenbereich und auf den Außenbereich limitierten Gehfähigkeit.“

Mobilitätsgrad 3: Uneingeschränkter Außenbereichsgeher

„Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, sich mit einer Prothese mit mittlerer bis hoher, auch veränderlicher Gehgeschwindigkeit fortzubewegen und dabei die meisten Umwelthindernisse zu überwinden. Er besitzt außerdem die Fähigkeit, sich im freien Gelände zu bewegen und kann berufliche, therapeutische und andere Aktivitäten ausüben, die die Prothese nicht überdurchschnittlicher, mechanischer Beanspruchung aussetzt. Gegebenenfalls besteht ein erhöhter Sicherheitsbedarf aufgrund Sekundärbedingungen (zusätzliche Behinderung, besondere Lebensbedingungen) in Verbindung mit einem mittleren bis hohen Mobilitätsanspruch. Gehdauer und Gehstrecke sind im Vergleich zum Unbehinderten nur unwesentlich limitiert. Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit, der im Innenbereich nicht und im Außenbereich nur unwesentlich limitierten Gehfähigkeit.“

Mobilitätsgrad 4: Uneingeschränkter Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen

„Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potenzial, sich mit einer Prothese wie der uneingeschränkte Außenbereichsgeher fortzubewegen. Zusätzlich können aufgrund der hohen funktionellen Anforderungen hohe Stoßbelastungen, Spannungen, Verformungen auftreten. Gehdauer und Gehstrecke sind nicht limitiert. Therapieziel: Wiederherstellung der Stehfähigkeit, der im Innenbereich nicht und im Außenbereich unlimitierten Geh- und Mobilitätsfähigkeit.“



A.2 Übersicht verfügbarer Rotationsadapter am Markt

Tabelle A.1: Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 1





#	Hersteller	Name	Arbeits- richtung	MG	Besonder- heiten	Maximale Rotations- /Translations- bewegung	Torsions- steifigkeit	Eigen- gewicht	Max. zul. Gewicht	Steifigkeits- einstellung	Feder- / Dämpfer- Element	Bild	Quelle abgerufen am 23.6.16
Adapterlösungen													
1	Blatchford – Endolite, UK	Ankle Torque Absorber	Torsion	1 - 3	-	± 45°	0,5- 0,7Nm/°	224g	100 kg (MG 1-4), 120 kg (MG 1-3)	3 Tauschelemente 0,5-0,7 Nm/°	Torsionsstab		http://www.blatchford.co.uk/endolite/ankle-torque-absorber/
2	Blatchford – Endolite, UK	TT Pro	Axial & Rotation	1-3 (4)	Energierückgabe	± 30° / 15mm	7 – 12Nm	> 317g	100 kg (MG 1-4), 120 kg (MG 1-3)	3 Federn und 3 Torsionsstäbe zur Auswahl	vertikal: Feder, Rotation: Torsionsstab (Delrin)		http://www.endolite.com/products/tipro
3	Otto Bock, Deutschland	Delta Twist®, 4R120, 4R121	Axial & Rotation	2 - 4	Unabhängige Einstellung für Innen- und Außenrotation; Progressiv federnder Endanschlag	± 20° / –8mm	7-19Nm	340g	125kg D32 100kg D30	Je 3 Tauschelemente (stufenlose Vorspannung durch Schraube), vertikal unabhängig von Rotation	vertikal: Elastomerstäbe, Rotation: Elastomer- plattenpaare (PU)		https://professionals.ottobock.us.com/zh2b4ob/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Adapters-Structural-Components/Functional-Adapters/DeltaTwist/p/4R120
4	Otto Bock, Deutschland	4R85, 4R86, 4R39, 4R40	Rotation	1 - 4	4R40 nur 58mm Höhe	± 20°	7-19Nm	340 - 585g	125kg	Vorspannung stufenlos per Schraube	-		http://www.ottobock.de/prothetik/produkte-a-bis-z/divers/torsionsadapter-4r39/

Tabelle A.2: Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 2






#	Hersteller	Name	Arbeitsrichtung	MG	Besonderheiten	Maximale Rotations-/Translationsbewegung	Torsionssteifigkeit	Eigen- gewicht	Max. zul. Gewicht	Steifigkeits- einstellung	Feder- / Dämpfer- Element	Bild	Quelle abgerufen am 23.6.16
Adapterlösungen													
5	Fillauer, Schweden	Torsions- Adapter	Torsion	-	-	$\pm 45^\circ$	-	310g	125kg	3 verschiedene Steifigkeiten	Elastomer, Carbon		http://fillauer.eu/prosthetics-lower/adapters/torsion-adapter
6	Fillauer, Schweden	DuraShock	Axial & Rotation	-	Wartungsfrei	$\pm 30^\circ$	-	609g	113kg	3 verschiedene Steifigkeiten	Elastomer, Carbon		http://fillauer.com/Lower-Extremity-Prosthetics/durashock.html
7	Medi, Deutschland	Clever Bone	Rotation & Plantar-flexion	1 - 2	Energierückgabe	-	-	Längena- bhängig	100kg	nach aktiver Biegelänge	2 Karbonstäbe		http://mediusa.com/portfolio-item/clever-bone/
8	Össur, Island	Total Shock; 4400, 4410, 4500	Axial & Rotation	1 - 4	Unabhängige Einstellung Rotation und Kompression	$\pm 10^\circ / -14\text{mm}$	-	270- 390g	100 -125kg D30	4 Tauschelemente pro Richtung, vertikal unabhängig von Rotation; zwei Ausführungen: normale und hohe Aktivität	Elastomer		http://www.ossur.de/prothetik/produkte/fusse-und-stossdampfer/flex-foot-accessories/total-shock; http://www.rehadat-hilfsmittel.de/de/suche/index.html?connectdb=hilfsmittel_result&infobox=%2FinfoBox1.html&serviceCounter=1&&wsdb=TEC&GIX=PU/01617
9	Willow Wood, USA	Earth-walk™ 2 Ankle	Rotation & Plantar-flexion	-	modulares Knöchel- gelenksystem	-	-	185g	115kg	4 Tauschelemente	Elastomer		http://www.willowwoodco.com/products-and-services/modular-components/joints/ankles/earth-walk

Tabelle A.3: Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 3












#	Hersteller	Name	Arbeits- richtung	MG	Besonder- heiten	Maximale Rotations- /Translations- bewegung	Torsions- steifigkeit	Eigen- gewicht	Max. zul. Gewicht	Steifigkeits- einstellung	Feder- / Dämpfer- Element	Bild	Quelle abgerufen am 23.6.16
Rotationsadapter in Fuß integriert													
10	Blatchford – Endolite, UK	eliteVT	Axial & Rotation	3 - 4	Vertikal: progressives Verhalten	$\pm 15^\circ$ / 3-6 mm	-	990g mit Fuß	166kg	Jeweils 4 verschiedene Typen für Frau und Mann	Titanfeder, Carbonfeder		http://www.endolite.co.uk/products/elitevt
11	Blatchford – Endolite, UK	echelonVT	Axial & Rotation	3	Hydraulik und Titanfeder	$\pm 15^\circ$ / 3-6 mm	-	855g	bis 125kg	Jeweils 4 verschiedene Typen für Frau und Mann	Hydraulik und Titanfeder		http://www.endolite.com/products/echelonvt
12	Blatchford – Endolite, UK	elite bladeVT	Axial & Rotation	3 - 4		$\pm 15^\circ$ / 3-6 mm	-	995g (ohne Fußkos- metik)	166kg	Jeweils 4 verschiedene Typen für Frau und Mann	Titanfeder, Carbonfeder		http://www.blatchford.co.uk/elite-bladevt/
13	College Park Industries, USA	Onyx	Axial & Rotation	-	Mehrachsisal- Funktion	-	-	754g	125kg	-	Elastomerpuffer Carbonfeder		http://www.college-park.com/index.php?option=com_content&view=article&id=35&Itemid=159
14	College Park Industries, USA	Venture	Axial & Rotation	3 - 4	Mehrachsisal- Funktion; Progressive Rotations- begrenzung	-	-	591g	125kg	Rotation: 4 Tauschelemente	Elastomerpuffer		http://www.college-park.com/prosthetics/venture
15	College Park Industries, USA	Truestep	Axial & Rotation	3	Mehrachsisal- Funktion	-	-	626g	160kg	Rotation: 4 Tauschelemente	Elastomerpuffer		http://www.college-park.com/prosthetics/truestep

Tabelle A.4: Übersicht verfügbarer Rotationsadapter Teil 4

#	Hersteller	Name	Arbeits- richtung	MG	Besonder- heiten	Maximale Rotations- /Translations- bewegung	Torsions- steifigkeit	Eigen- gewicht	Max. zul. Gewicht	Steifigkeits- einstellung	Feder- / Dämpfer- Element	Bild	Quelle abgerufen am 23.6.16
Rotationsadapter in Fuß integriert													
16	College Park Industries, USA	Tribute	Axial & Rotation	2 - 3	Mehrachsal- Funktion	-	-	502g	100kg	Vertikal: 3 Tauschelemente; Rotation: 3 Tauschelemente	Elastomerpuffer		http://www.college-park.com/prosthetics/tribute
17	Össur, Island	Vari-Flex® XC Rotate™	Axial & Rotation	3 - 4	Vari Flex mit Torsionsmodul	-	-	972g mit Fuß	147kg	stufenlose Vorspannung durch Vorspannschraube	vertikal: Doppelte Karbonplatte, Rotation: Torsionsball mit Elastomeren		https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/feet/vari-flex-xc-rotate
18	Össur, Island	Re-Flex Rotate with EVO	Axial & Rotation	3 - 4	8mm höhenverstellbar Progressiver Rotations- dämpfer, Energie- Vektor- Optimierung	-	-	1136g mit Fuß	147kg	8 Tauschelemente	Vertikal: über Titanfeder & Karbonfuß, Rotation: erlaubt Rotationsgleit- bewegung		http://www.ossur.com/?PageID=15418; http://www.ossur.com/lisalib/g-etfile.aspx?itemid=20614
19	Össur, Island	LP Rotate	Axial & Rotation	-	progressiver Rotations- dämpfung	-	-	870g mit Fuß	147kg	4 Tauschelemente	Elastomere		http://assets.ossur.com/library/25705/LP%20Rotate_Rev%203_0558_IFU.pdf
20	Willow Wood, USA	Fusion™ Foot	Axial & Rotation	-	-	± 24°	-	420g ohne Fuß	135kg	stufenlose Vorspannung durch Schraube	Torsionsstab		http://www.willowwoodco.com/files/products-and-services/feet/high-activity/2228-a-torsion-receiver-installation-instructions.pdf

B Anhang - Kapitel 3

B.1 Gegenüberstellung direkt-messender Systeme zur Kinetikerfassung

Tabelle B.1: Übersicht der Messsystemeigenschaften zur Kinetikerfassung

Messsystem	Berme	Schunk - FTN- Mini85	TU Berlin- Oktapod	TU Darmstadt- IMS	JR3 45E15A	College Park - iPecs
Abmaße in mm	56 x 51 x 51	30 x 85	45 x 45 x 22	60 x 76 x 80	38,1 x 114,3	46 x 70 x 86
Sensor- gewicht in g	n/a	635	252	486	800	227
Messdauer in Stunden	-	-	16	10	-	7
Messbereich/ Auflösung	F_{pd} in N	3800 / 0,43	2000	1600 / 3	2273 / 8,95	3558 / 0,7
	F_{ap} in N	1900 / 0,32	1000	225 / 1	1136 / 4,75	2670 / 1,6
	F_{ml} in N	1900 / 0,32	1000	225 / 1	1136 / 4,75	2670 / 1,6
	M_{pd} in Nm	80 / 0,01	100	45 / 0,075	130 / 0,25	45 / 0,04
	M_{ap} in Nm	80 / 0,013	200	94,5 / 0,2	130 / 0,785	282 / 0,2
	M_{ml} in Nm	80 / 0,013	200	94,5 / 0,2	130 / 0,785	282 / 0,2
eff. Abtastrate in Hz	-	-	256	200	200	30 - 1000
max. Fehler	-	1 %	3 %	-	0,25 %	1 - 1,5 %
Nichtlineari- tät (full scale)	-	-	< 1,5 % auf 70 % M_{pd}	< 1,36 %	0,5 %	0,45 %
Quelle	[23]	[37]	[145, 144]	[178]	[63, 64, 65, 66, 67, 116]	[144]

B.2 Benutzeroberfläche der erstellten Messsystemsoftware

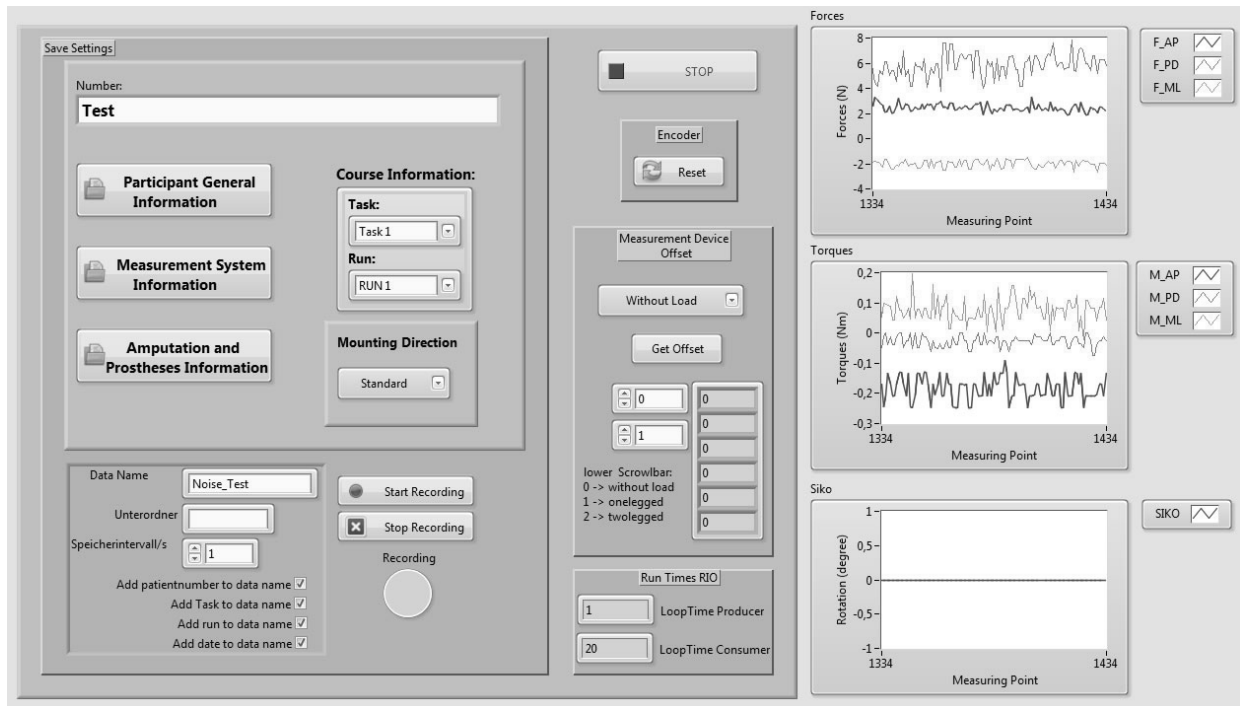


Abbildung B.1: Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - Hauptansicht mit Darstellung des Rauschen im unbelasteten Zustand

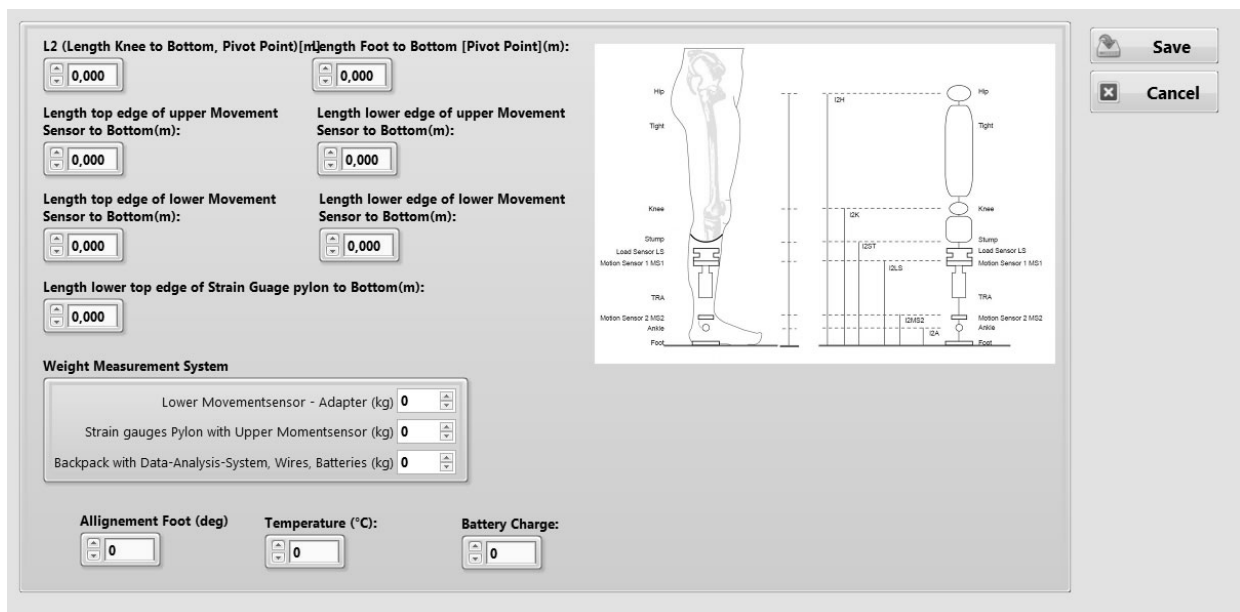


Abbildung B.2: Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - Messsysteminformationen mit Erfassung der kinematischen Daten und Gewichte

Age (Years):
0

Weight (Kg):
0

Height (m):
0

Shoe Size (UK):
0

Comments PGI:
keine

Length of Leg [healthy] (m):
0

Length of Foot [healthy] (m):
0

Width of Foot [healthy] (m):
0

Preferred Writing Hand:
☒ right
☐ left

Preferred Standing Leg:
☒ right
☐ left

Save
Cancel

Abbildung B.3: Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - Probandeninformationen allgemeiner Art

Amputated Since (years):
0

Stump length (m):
0

**Weight Prosthesis (Kg)
[without measurementsystem]:**
0

Side of Amputation:
☒ Right ☐ Left

Kind of Amputation:
☒ TT ☐ TF

Grade of Mobility

Knee Component:
 Name - Weight [kg] 0 Settings -

Foot component:
 Name - Weight [kg] 0 Settings -
 Length in ap axis (m): 0 Width in ml axis (m): 0

Torsional Rotations Adapter:
 Weight [kg] 0 Translational[N\m] - Rotational[] -

Typical usage of the Prosthesis (h/day):

Save
Cancel

Abbildung B.4: Benutzeroberfläche der Messsystemsoftware - amputationsspezifische Probandeninformationen

C Anhang - Kapitel 4

C.1 Einschlusskriterien für die Probanden der Studie

Folgende Kriterien müssen zur Teilnahme an der Gangstudie erfüllt sein:

- Alter zwischen 18 - 70 Jahren
- Körpergewicht unter 120 kg [21, 59, 113]
- Sich selbst als aktive Person beschreiben [21, 184, 186]
- Keine Medikation vor oder während den Tests oder medizinische Behandlung, welche sich auf Wahrnehmung, kognitive Fähigkeiten oder Bewegungsausführung negativ auswirkt [111]
- In der Lage sein eine konstante selbstgewählte Geschwindigkeit (komfortabel) zu gehen ohne zu Ermüdung
- In der Lage zu sein eine Distanz von 20 m ohne Schmerzen zu gehen [111, 184, 186]
- Keine skelettale oder neurologische Erkrankung (außer Amputation) [21, 113, 186]
- Amputation mehr als 2 Jahre [21, 113, 184]
- Erfahrung mit dem jetzigen Prothesenaufbau mehr als 6 Monate (8 Std. pro Tag) ohne techn. Hilfsmittel [21, 113, 186]
- Kein Sturz innerhalb der letzten 6 Monate [113, 184]
- Erfüllen der anatomischen und gesundheitlichen Voraussetzungen zum Tragen des Messsystems. Tibialer Freiraum > 250 mm

C.2 Probandendaten der Studie

Tabelle C.1: Probandendaten

	#1	#2	#3
Datum der Messung	18. - 20.2.2014	19. & 20.1.2015	21 & 22.1.2015
Ort der Messung	Mainleus, Deutschland	Basingstoke, UK	Basingstoke, UK
Geschlecht	männliche	männlich	männlich
Alter zum Zeitpunkt der Messung	55	39	22
Amputationsjahr	1974	2011	2011
Amputationsseite, -art	links, transfemoral	rechts, transtibial	rechts, transtibial
Amputationsgrund	Trauma	Infektion	Vaskuläre Problematik
Mobilitätsgrad	3	3	3
Körpergewicht ohne Prothese in kg	77,7	53	59,71
Körpergewicht mit Prothese und Messsystem in kg	82,4	55,65	62,5
Prothesengewicht inkl. Messsystem in kg	4,7	2,65	2,79
Körpergröße in cm	185	165	167,5
Schuhgröße (UK)	10	7	7
bevorzugte Hand	links	rechts	rechts
bevorzugtes Standbein jetzt / vor Amputation	links/ links	links/ rechts	links/ rechst
tägliche Prothesennutzung in Std.	12	10	4,5
täglich genutzter Prothesenfuß	Endolite Echelon	Endolite Elite Blade	Endolite Elan 2
Prothesenfuß während der Messung	Endolite Echelon und Endolite VT (Spring3)	Endolite Esprit (Spring 1)	Endolite Esprit (Spring 1)
Beinlänge in cm	90	85,5	89
Abstand Kniedrehpunkt zu Boden in cm	54,5	48,5	49,5
Stumpflänge in cm	30	28,5	18,5
Abstand Bewegungssensor zu Boden in cm	-	28	n.A.

C.3 Versuchsablaufplan der Probandenstudie

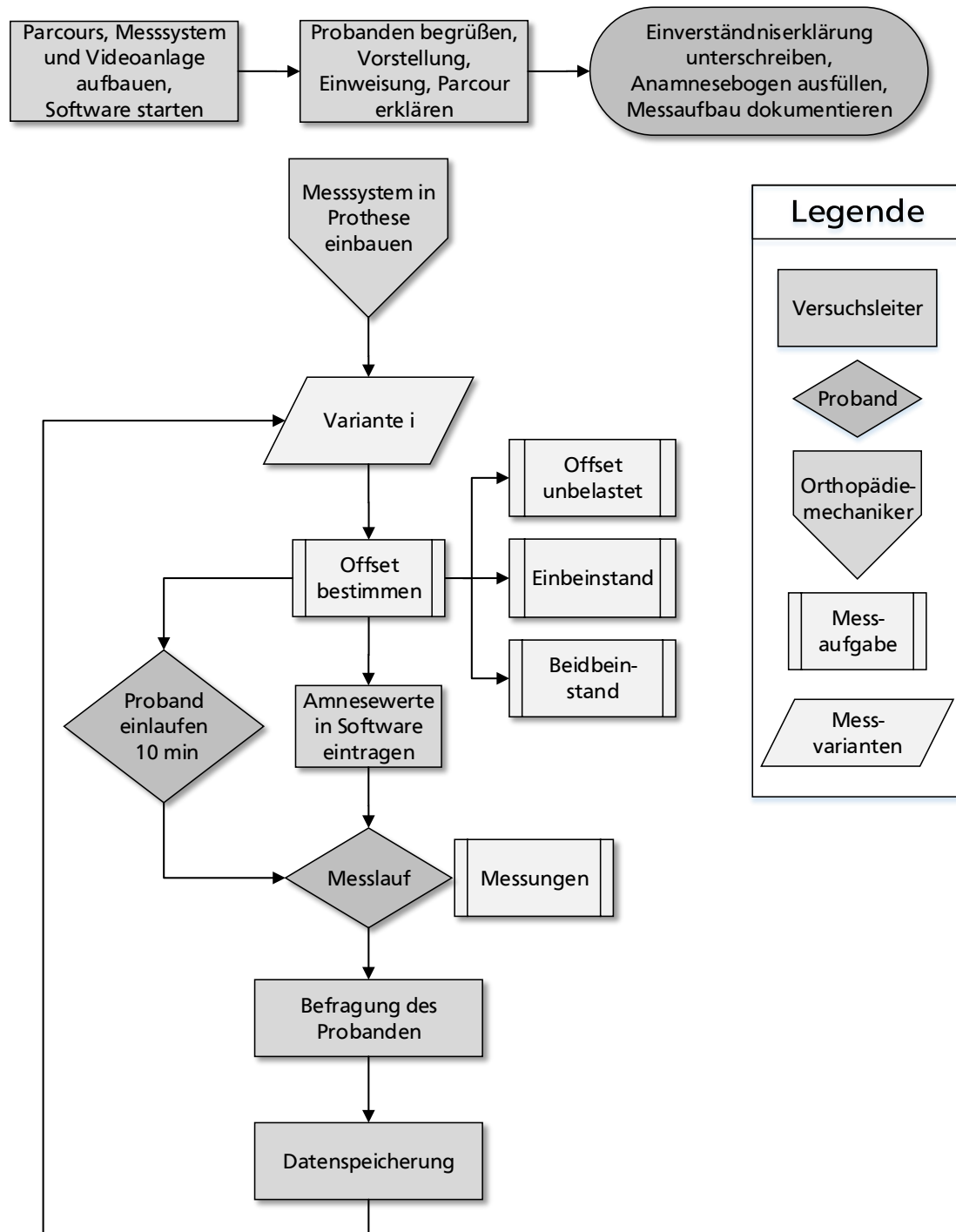


Abbildung C.1: Versuchsablaufplan der Probandenstudie



C.4 Übersicht der in der Probandenstudie durchgeführten Varianten

Tabelle C.2: Übersicht der untersuchten Varianten, Proband #2 (1), Proband #3 (2), nicht valide Daten (-)

		Setup	1	2	3	4	5	6	7	8	9
		TFW	- 6 °	+6 °	0 °	- 6 °	+6 °	0 °	- 6 °	+6 °	0 °
		TTS 4R40	1	1	1	7	7	7	12	12	12
Bew.-situation	Richtung	GG									
gerades Gehen 10 m	-	komfort			2	2	1, 2	2	1	1	1
im Kreis gehen, r = 1 m	ccw	komfort			2	2	2	1, 2	1	1	-
im Kreis gehen, r = 1 m	cw	komfort			2	2	1, 2	1, 2	1	1	1
im Kreis gehen, r = 0,5 m	ccw	komfort						2	-	1	1, 2
im Kreis gehen, r = 0,5 m	cw	komfort						2	1	1	1, 2
90 °-Drehung	rechts	komfort						2	1	1	1
90 °-Drehung	links	komfort									
180 °-Drehung	rechts	komfort			1, 2	2	1, 2	2	1	1	1
180 °-Drehung	links	komfort			-	2	2	2	-	1	1
gerades Gehen 10 m	-	langsam			2			2			0
im Kreis gehen, r = 1 m	cw	langsam			2			2			2
im Kreis gehen, r = 1 m	ccw	langsam			2			2			2
im Kreis gehen, r = 0,5 m	cw, ccw	langsam									
90 °-Drehung	rechts, links	langsam									
180 °-Drehung	rechts	langsam			2			2			-
180 °-Drehung	links	langsam			2			-			-
gerades Gehen 10 m	-	schnell			2			2			2
im Kreis gehen, r = 1 m	cw	schnell			2			2			2
im Kreis gehen, r = 1 m	ccw	schnell			2			2			2
im Kreis gehen, r = 0,5 m	cw, ccw	schnell									
90 °-Drehung	rechts, links	schnell									
180 °-Drehung	rechts	schnell			2			2			2
180 °-Drehung	links	schnell			-			2			-

C.5 Charakteristische Kennwerte der Ganganalyse für gerades Gehen

Tabelle C.3: Typische Parameter der Ganganalyse (20- 65 Jahre, Nichtamputierte, gerades ebenes Gehen) aus [152, 155, 161, 79]

Kennwert	Geschwindigkeit						Einfluss	
	langsam		selbstgewählt		schnell		Geschwindigkeit	Amputation
	NA [155]	bi TTA [155]	NA [161, 79, 152, 155]	bi TTA [155]	NA	bi TTA [155]		
Gang- geschwindig- keit in m/s	0,8	0,6	1,2	0,9	1,6	1,2	-	generell niedriger
Kadenz in Schritte/min	84	74	100 - 130	94		106	steigt mit steigender Geschwindigkeit	generell niedriger
Stand- dauer in % GC	65	68	60 - 62	65		63	stinkt mit steigender Geschwindigkeit	generell höher
Doppel- stand- phase in % GC	15	19	11,5 [155]	14,5		13	generell kleiner	generell größer
Duty Factor			0,7 - 0,55 [4]					
Schritt- länge in m	0,58	0,45	0,7 - 0,8	0,57		0,645	steigt mit steigender Geschwindigkeit	generell kleiner
Schritt -weite in m	0,12	0,195	0,08[79] - 0,12 [155]	0,19		0,18	geringer Einfluss	generell größer
Doppel- schritt- weite			2 x Schritt- länge					
Doppel- stand- phase in % GC	15	19	11,5 [155]	14,5		13	generell kleiner	generell größer

C.6 Beispiel einer Messdatenübersicht für eine Schrittfolge bei 90°-Rechtsdrehung

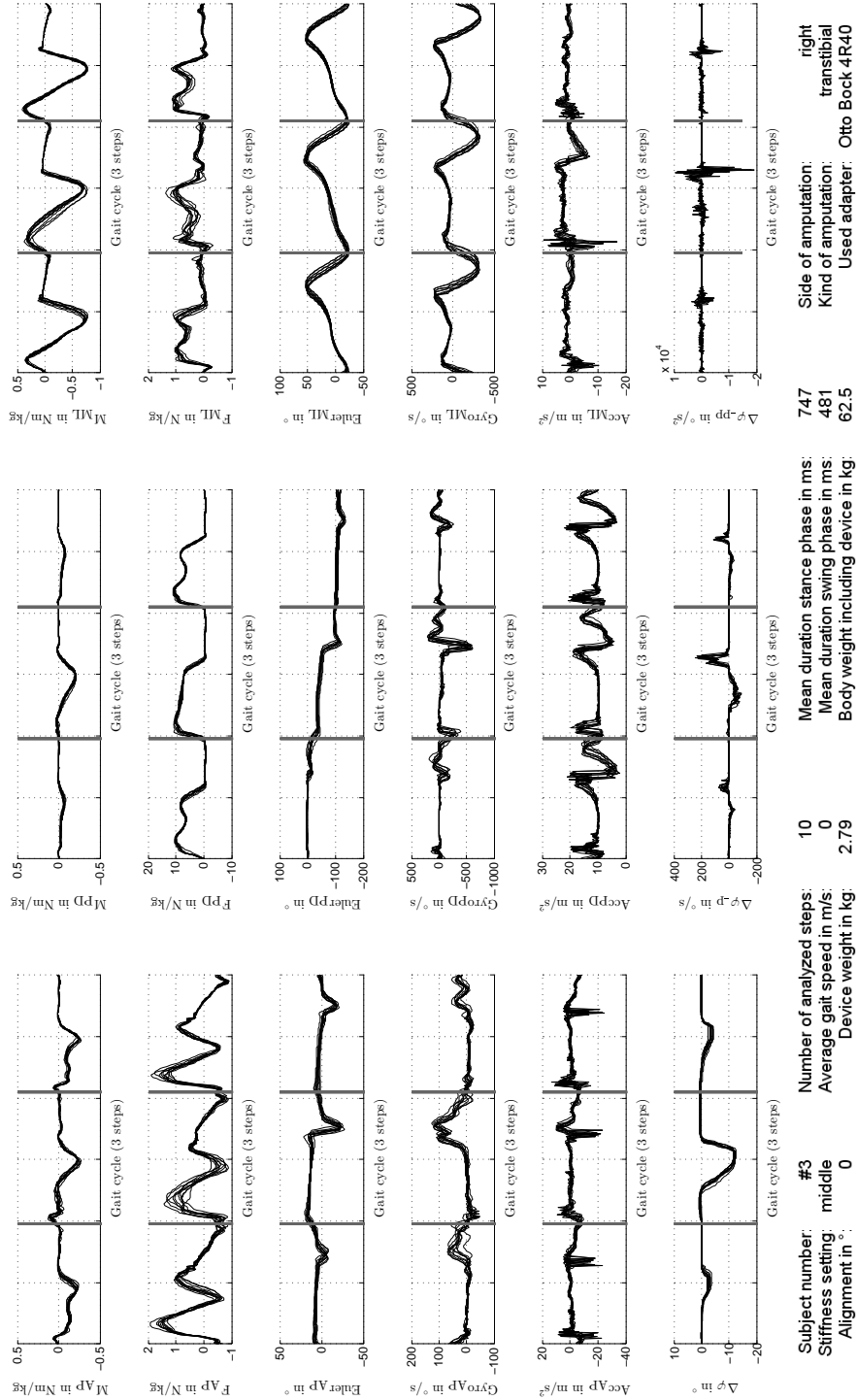


Abbildung C.2: Exemplarische Darstellung der erfassten Rohmessdaten für eine Schrittfolge von drei Schritten (geradem, 90°-Drehschritt rechts, gerade)

C.7 Korrelation der Messdaten zu den Probandenrückmeldungen

Tabelle C.4: Übersicht der Korrelation von den Messdaten zur den Probandenrückmeldungen von Proband #2

#2 Korrelation Feedback and Measured Data Analysis

Gait speed: self-selected

			Setting	7			8			9		
			Alignment	-6°			+6°					
			Stiffness (rotational)	hard								
Task	Direction	Data in comparison plots	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	
Straight 10m	rt at route end (prosthesis inside)	2A, 2B, 2F	Not good feeling, feeling of fallen over all time	decreased Fap and Fml in middle and late stance phase;	internal roatation is not beneficial	A lot of twist in stumpf (bad)	external Map partly contrary and lower (2A, 2F)	external roatation is not beneficial	Secure		highest peaks in Fap and Fml	
Straight 10m	left turn at route end (prosthesis outside)	2F, 2H	Pressure on the fibular head, Straight: Subject has to correct the alignment during landing and stancephase	-	internal roatation is not beneficial	-		Map minimum value				
Turning 180° in walking	right turn (prosthesis inside)	2M	Bad turning feeling, feeling of fallen over	high Map, minimum in Mpd (strategie change?)	internal alignment is not beneficial for straight gait and turning to prosth. side		minimum in Mpd	seems to be best option, but maybe neutral isn't optimal		even in straight steps Mpd is less with external than neutral	correct aligned?	
Turning 180° in walking	left turn (prosthesis outside)	2M	Pressure on the fibular head; Turn: Easier to turn left, because the foot is aligned in the right direction. But more than the 6° are not good. Because it is just to start the turning. More would increase the load on the knee, because it does not turn like the foot.		alignment to circle center is beneficial if prosthesis is outside	turn is bad		external roatation is not beneficial	inside turning is easier, less pressure on the knee joint prosthesis side, step over possible, more naturally by turning		RA enable more deflection -> step over possible -> feeling of security increased & stress decreased	
Circling 1m	ccw (prosthesis outside)	2D, 2H, 2R	"Easier", less pressure on knee and tibia head lateral		benefit of alignment towards circle center	Twist the hip out, foot goes other direction		-> alignment in opposite to turn direction is not beneficial	more preferred than prosthesis inside			
Circling 1m	cw (prosthesis inside)	2C, 2E, 2H	No stability, no pressure can occur because you get into fallen	higher negative Map (2C)	no benefit of internal alignment	Less pressure of the hip, alignment is good	higher positive Map (2C)	RA reduce stress on stump	Less pressure on stump and knee with RA	Map closed zu zero (2C)	RA reduce stress on stump	
Circling 0.5m	ccw (prosthesis outside)	2D, 2G, 2H, 2k_r	Easier than prosthesis inside, like r=1m	-	alignment to turn direction can be beneficial (also if prosth is outside)	-	-	no significant deviations	walking with prosth. outside is easier than prost. inside	less Mpd	no significant deviations	
Circling 0.5m	cw (prosthesis inside)	2E, 2G, 2H, 2k_r	Unstable, feeling of fallen	higher negative Map (2E, 2G)	alignment in opposite to turn direction is not beneficial	Same as 1m circling; Small circle is too small, dizzy, more concentration to not fall over	minimum of Map and Fap, lower increase of Fpd (2G)	maybe best alignment	Less pressure on stump lateral; Easier walking with RA	little higher Map Fap nd Mml	good alignment	
Cornering 90°	right (prosthesis inside)	2H, 2I, 2K_s, 2M	More pressure on hip, because it needs more control	Map switch to pos.. values	alignment in opposite to turn direction is not beneficial	less pressure by turning	Map switch not to neg. values					
Cornering 90°	left (prosthesis outside)	2H, 2I, 2K_r	Worst than the neutral alignment: less pressure, better balance						Easier than outside, because of set it where it should stay			
Overall reg. Settings			bad setting, no benefit in any task; neutral is better									

Text colors:

fb feedback of subject
mr measurement results
pi personal interpretation
important analysis results

Field colors tends to text:

very interesting match of subjective feedback and measurement analysis

Tabelle C.5: Übersicht der Korrelation von den Messdaten zur den Probandenrückmeldungen von Proband #3

Task		Direction	Setting Alignment Stiffness (rotational)			1 -6°			2 +6°			3 0°			4 -6°			5 +6°			6 0°			7 -6°			8 +6°			9 0°		
			Data in comparison plots			soft			middle			hard																				
			fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi	fb	mr	pi			
Straight 10m	rt at route end (prosthesis inside)	3A, 3B, 3J, 3L																														
Straight 10m	left turn at route end (prosthesis outside)	3B																														
Turning 180° in walking	right turn (prosthesis inside)																															
Turning 180° in walking	left turn (prosthesis outside)																															
Circling 1m	cw (prosthesis outside)	3D, 3E, 3F, 3J																														
Circling 1m	cw (prosthesis inside)	3C, 3E, 3F, 3J																														
Circling 0.5m	cw (prosthesis outside)	3F, 3G, 3H, 3J																														
Circling 0.5m	cw (prosthesis inside)	3F, 3G, 3H, 3J																														
Cornering	right (prosthesis inside)	3K, 3L, 5																														
Cornering	left (prosthesis outside)																															
Overall rep. Settings																																

C.8 Übersicht der durchgeführten Variantenanalyse

Übersicht der untersuchten Variantenvergleiche

Proband #2

Blatt	Bewegungssituation					Fußanstellung			TTS		Ganggeschwindigkeit	
	gerades gehen	180° Drehung	im Kreis gehen		90° Drehung	internal	neutral	external				
2A	Straight gait					-6°	0°	+6°		hard		self-selected
2B	Straight gait							+6°		middle		self-selected
2C			Circling cw 1m			-6°	0°	+6°		middle		self-selected
2D			Circling ccw 1m		Circling ccw 0.5m			+6°				self-selected
2E			Circling cw 1m		Circling cw 0.5m	-6°	0°	+6°				self-selected
2F	Straight gait					-6°	0°	+6°				self-selected
2G					Circling ccw 0.5m	-6°	0°	+6°		hard		self-selected
2H	Straight gait		Circling cw 1m		Circling ccw 0.5m		0°					self-selected
2I					Cornering r./l.	-6°	0°	+6°				self-selected
2K					Cornering r./l.	-6°	0°	+6°				self-selected
2L					Cornering r.	-6°	0°	+6°				self-selected
2M					Cornering r. & l. middle step	-6°	0°	+6°				self-selected
2N		Turn right & left				-6°	0°	+6°				self-selected
2P		Turn right	Circling cw 1m		Cornering r.	-6°	0°	+6°				self-selected
2R		Turn left	Circling ccw 1m		Cornering r./l.	-6°	0°	+6°				self-selected
			Circling ccw 1m			-6°	0°	+6°		middle		self-selected

Abbildung C.3: Übersicht der durchgeführten Variantenvergleiche, Proband #2

Übersicht der untersuchten Variantenvergleiche
Proband #3

Blatt	Bewegungssituation					Fußanstellung			TTS			Ganggeschwindigkeit
	gerades gehen	180° Drehung	im Kreis gehen		90° Drehung	internal	neutral	external	soft	middle		
3A	Straight gait					-6°	0°	+6°		middle		self-selected
3B	Straight gait					-6°	0°	+6°		middle		self-selected
3C			Circling cw 1m				0°	+6°	soft	middle	hard	self-selected
3D				Circling ccw 1m			0°	+6°	soft	middle	hard	self-selected
3E			Circling cw 1m				0°		soft	middle	hard	self-selected
3F			Circling cw 1m				0°			middle		self-selected
3G				Circling ccw 1m			0°			middle		self-selected
3H	Straight gait		Circling cw 1m				0°			middle		self-selected
3I	Straight gait		Circling cw 1m				0°			middle		self-selected
3J	Straight gait		Circling cw 1m				0°		soft	middle	hard	self-selected
3K					Cornering r.		0°	+6°		middle		self-selected
3K_s					Cornering r.		0°	+6°		middle		self-selected
3K_x			Circling cw 1m		Cornering r.		0°	+6°		middle		self-selected
3L	Straight gait						0°		soft	middle		slow
3M			Circling cw 1m				0°		soft	middle	hard	slow
3N	Straight gait		Circling cw 1m				0°		soft	middle		slow
3P	Straight gait		Circling cw 1m				0°		soft			slow
3R	Straight gait		Circling cw 1m				0°		soft	middle	hard	fast
3S	Straight gait						0°		soft	middle	hard	fast
3T			Circling cw 1m				0°		soft	middle	hard	fast
3U	Straight gait		Circling cw 1m				0°		soft			fast
3V			Circling cw 1m				0°		soft	middle	hard	fast
3W				Circling ccw 1m			0°		soft	middle	hard	fast
3X	Straight gait						0°		soft	middle	hard	fast
3Y		Turn right					0°		soft	middle	hard	fast
3Z		Turn right					0°		soft	middle	hard	fast
3ZZ		Turn right	Circling cw 1m		Cornering r.	-6°	0°	+6°	soft	middle		self-selected

Abbildung C.4: Übersicht der durchgeführten Variantenvergleiche, Proband #3

C.9 Analyse und Auswertung der Varianten bezüglich des Einflusses der Torsionssteifigkeit

Gerades Gehen bei verschiedenen transversalen Torsionssteifigkeiten in langsam, selbstgewählt und schnell

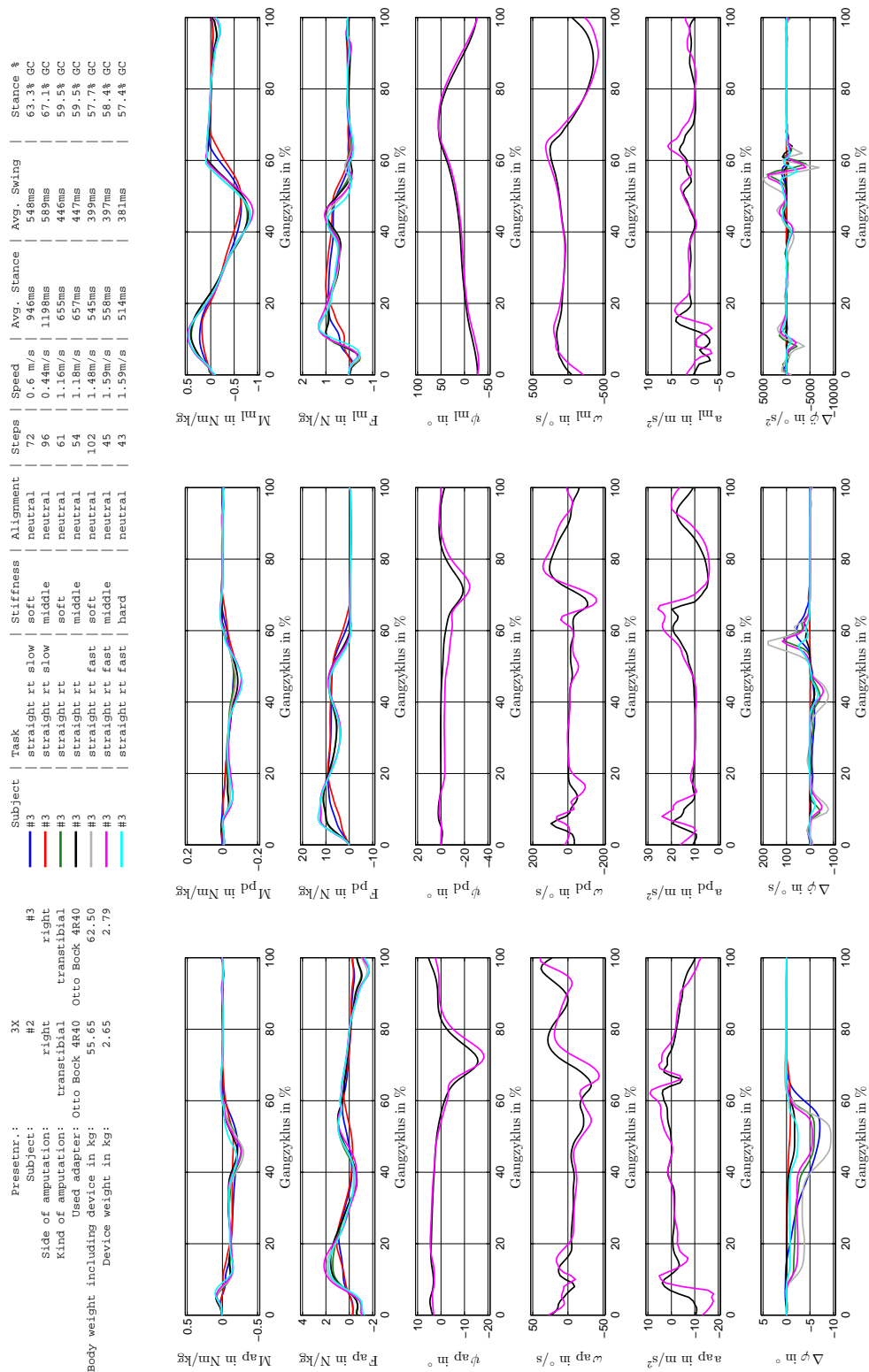


Abbildung C.5: Übersicht aller Messwerte beim geraden Gehen in verschiedenen Varianten, Proband #3

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	straight rt	soft	neutral	61	1.16m/s	655ms	446ms	59.5% GC
#3	straight rt	middle	neutral	54	1.18m/s	657ms	447ms	59.5% GC

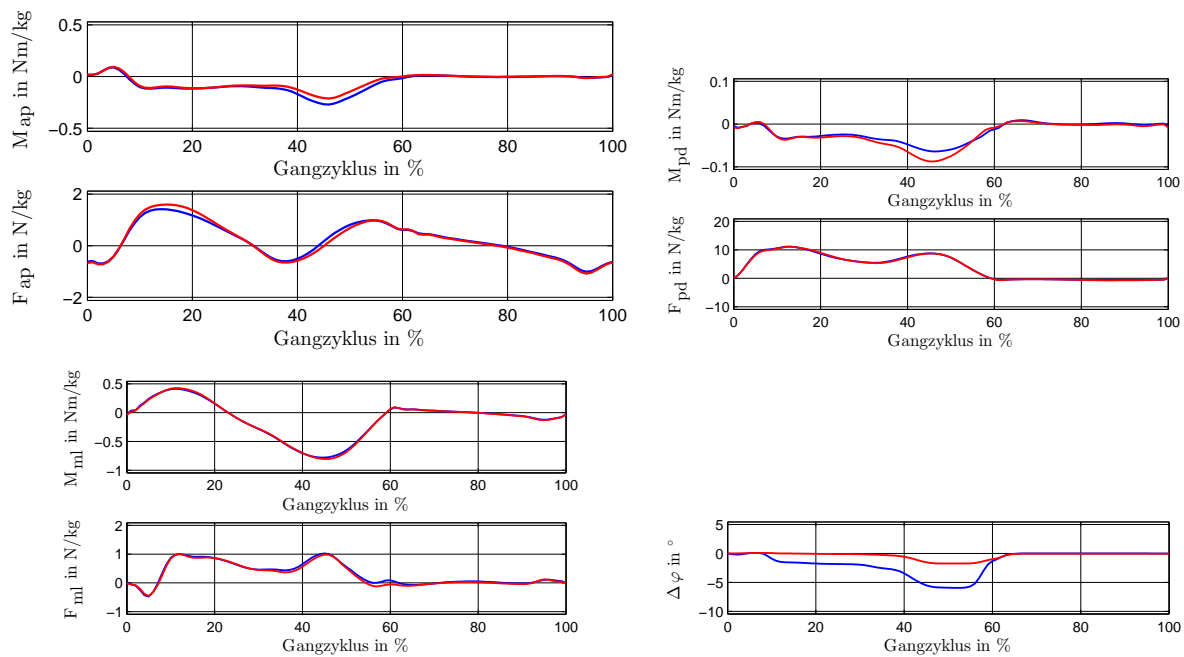


Abbildung C.6: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des geraden Gehens in selbstgewählter Ganggeschwindigkeit

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	straight rt slow	soft	neutral	72	0.6 m/s	946ms	548ms	63.3% GC
#3	straight rt slow	middle	neutral	96	0.44m/s	1198ms	589ms	67.1% GC

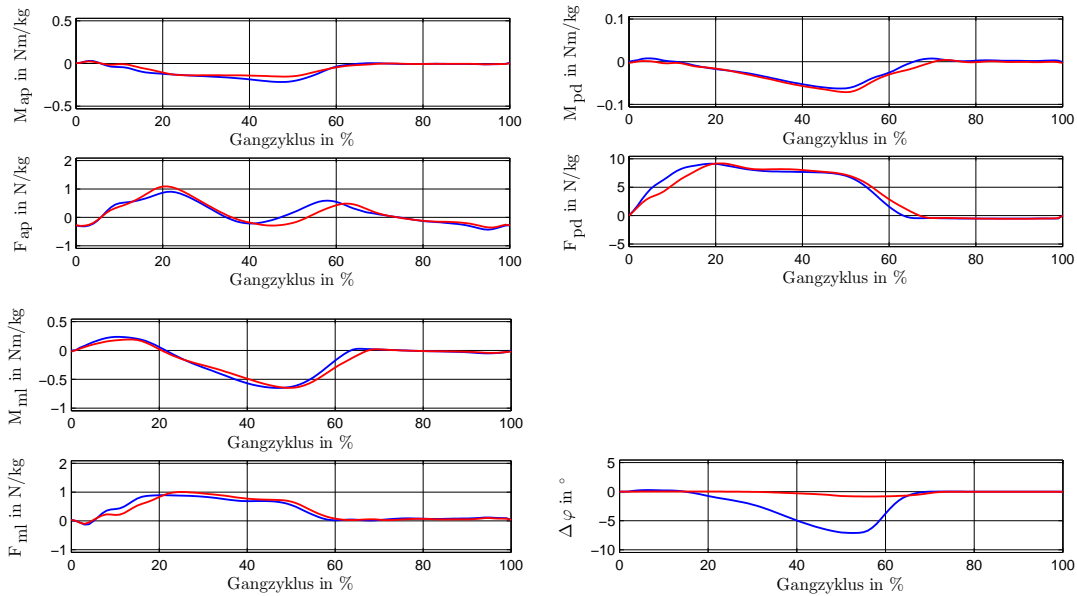


Abbildung C.7: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des langsamen geraden Gehens, Proband #3

Tabelle C.6: Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeitseinstellung beim gerades Gehen, Proband #3

gerades Gehen	M_{ap}	M_{pd}	M_{ml}	F_{ap}	F_{pd}	F_{ml}	% Standphase des GC	Nutzer-rückmel-dung	in SM
schnelle GG									
weich	-	+	-	o	o	o			
mittel	o	o	o	-	o	o	+		
hart	+	o	o	o	o	o			x
selbstgewählte GG									
weich	o	+	o	+	o	o			
mittel	+	o	o	o	o	o			x
hart	n/a								
langsame GG									
weich	o	o	o	o	o	o		Unsicher-heit	
mittel	+	o	o	o	o	o			x
hart	n/a								

- negativer Einfluss, o neutraler Einfluss, + positiver Einfluss, n/a keine Bewertung möglich

Im Kreis gehen mit der Prothese medial bei verschiedenen transversalen Torsionssteifigkeiten in langsam, selbstgewählt und schnell

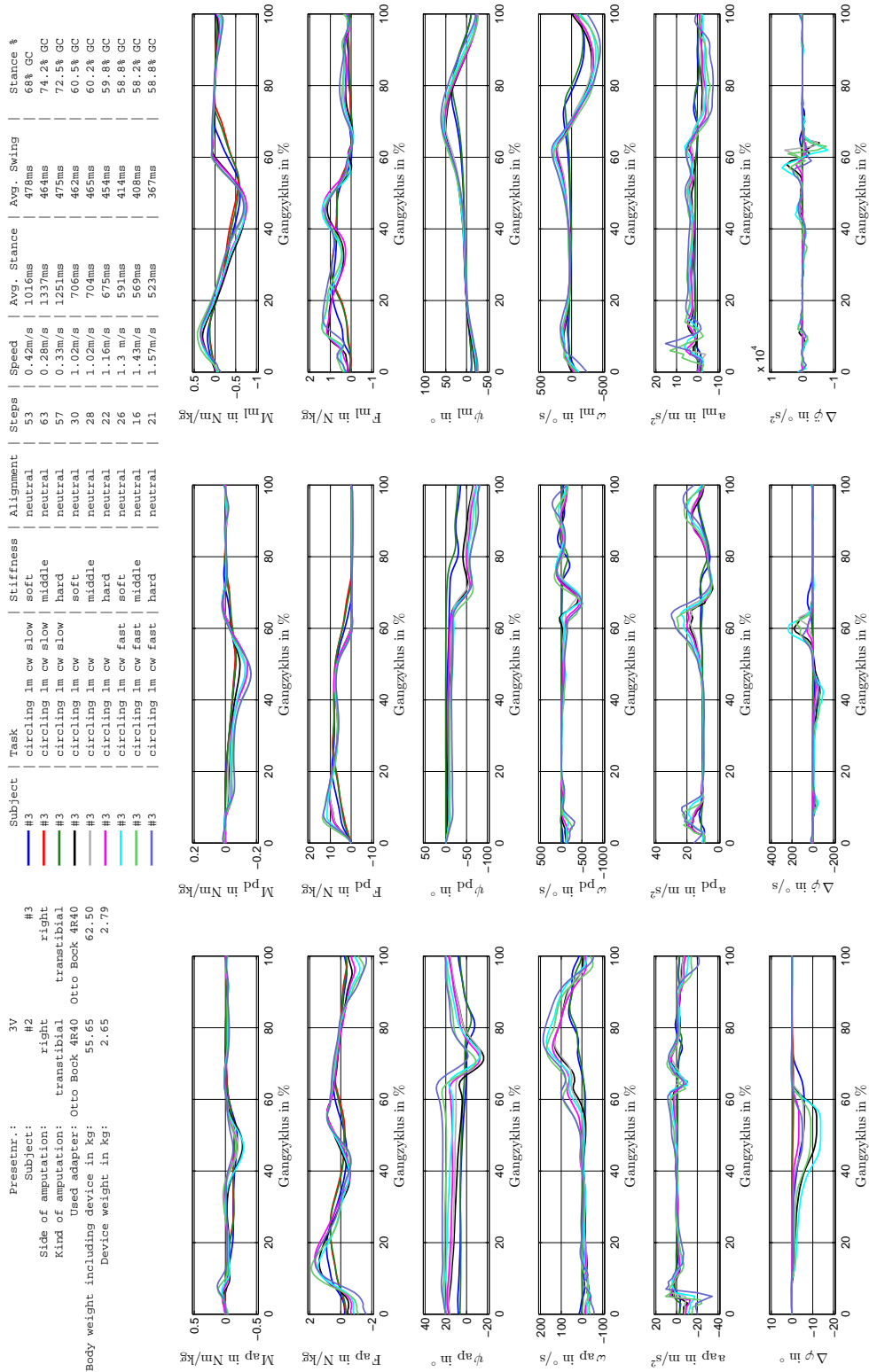


Abbildung C.8: Übersicht aller Messwerte während des im Kreis gehens (Prothese innen) bei verschiedenen Varianten, Proband #3

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	circling 1m cw fast	soft	neutral	26	1.3 m/s	591ms	414ms	58.8% GC
#3	circling 1m cw fast	middle	neutral	16	1.43m/s	569ms	408ms	58.2% GC
#3	circling 1m cw fast	hard	neutral	21	1.57m/s	523ms	367ms	58.8% GC

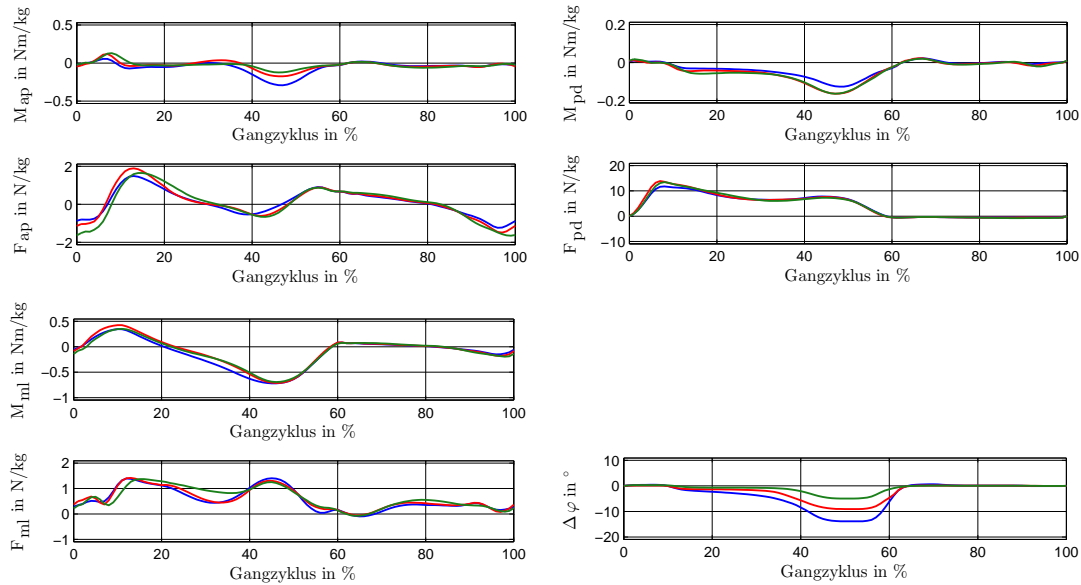


Abbildung C.9: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des schnellen im Kreis gehens (Prothese innen), Proband #3

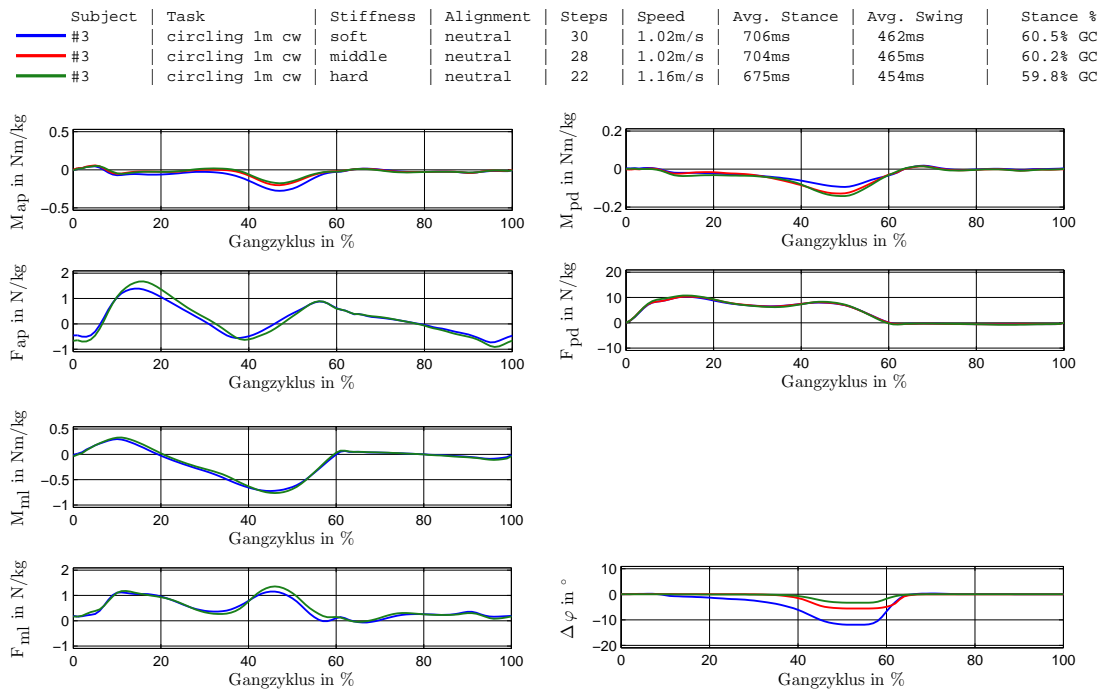


Abbildung C.10: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des im Kreis gehens (Prothese innen) mit selbstgewählter Ganggeschwindigkeit, Proband #3

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	circling 1m cw slow	soft	neutral	53	0.42m/s	1016ms	478ms	68% GC
#3	circling 1m cw slow	middle	neutral	63	0.28m/s	1337ms	464ms	74.2% GC
#3	circling 1m cw slow	hard	neutral	57	0.33m/s	1251ms	475ms	72.5% GC

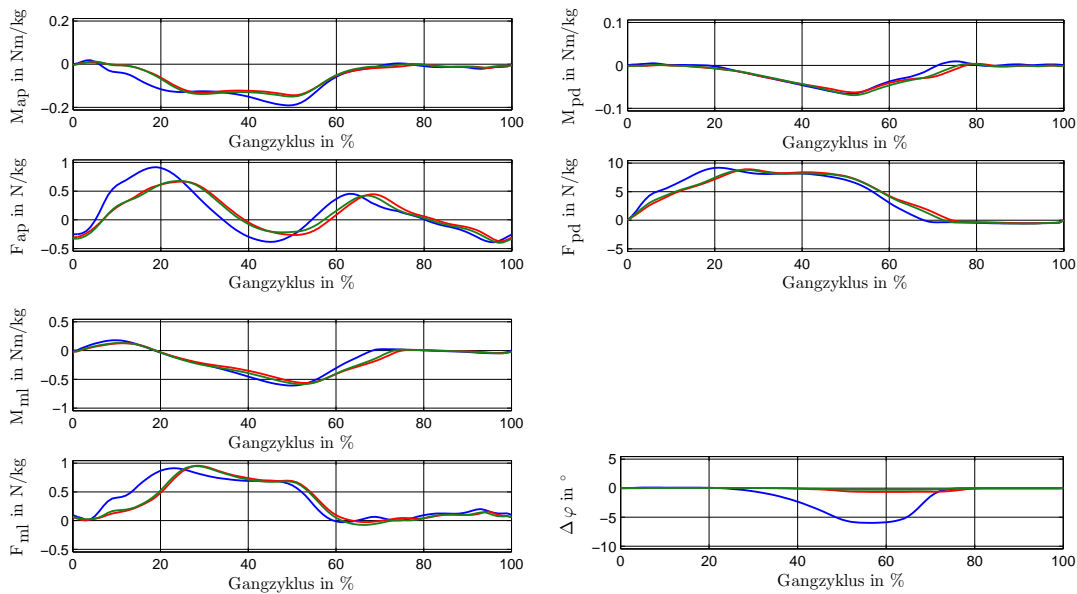


Abbildung C.11: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des langsamen im Kreis gehens (Prothese innen), Proband #3

Tabelle C.7: Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeitseinstellung für im Kreis gehen (Prothese zum Kreis-mittelpunkt)

im Kreis gehen - Prothese innen	M_{ap}	M_{pd}	M_{ml}	F_{ap}	F_{pd}	F_{ml}	% Standphase des GC	Nutzer-rückmeldung	in SM
schnelle GG									
weich	-	+	-	+	o	o			
mittel	o	o	o	o	o	o		bevorzugt	x
hart	+	o	o	-	o	-	+		
selbstgewählte GG									
weich	-	+	o	o	o	o			
mittel	o	o	n/a	n/a	o	n/a			x
hart	o	o	o	-	o	-			
langsame GG									
weich	-	-	-	-	-	-		geringe Stabilität	
mittel	o	o	o	o	o	o			+
hart	o	o	o	o	o	o			

- negativer Einfluss, o neutraler Einfluss, + positiver Einfluss, n/a keine Bewertung möglich

Im Kreis gehen mit der Prothese lateral bei verschiedenen transversalen Torsionssteifigkeiten in langsam, selbstgewählt und schnell

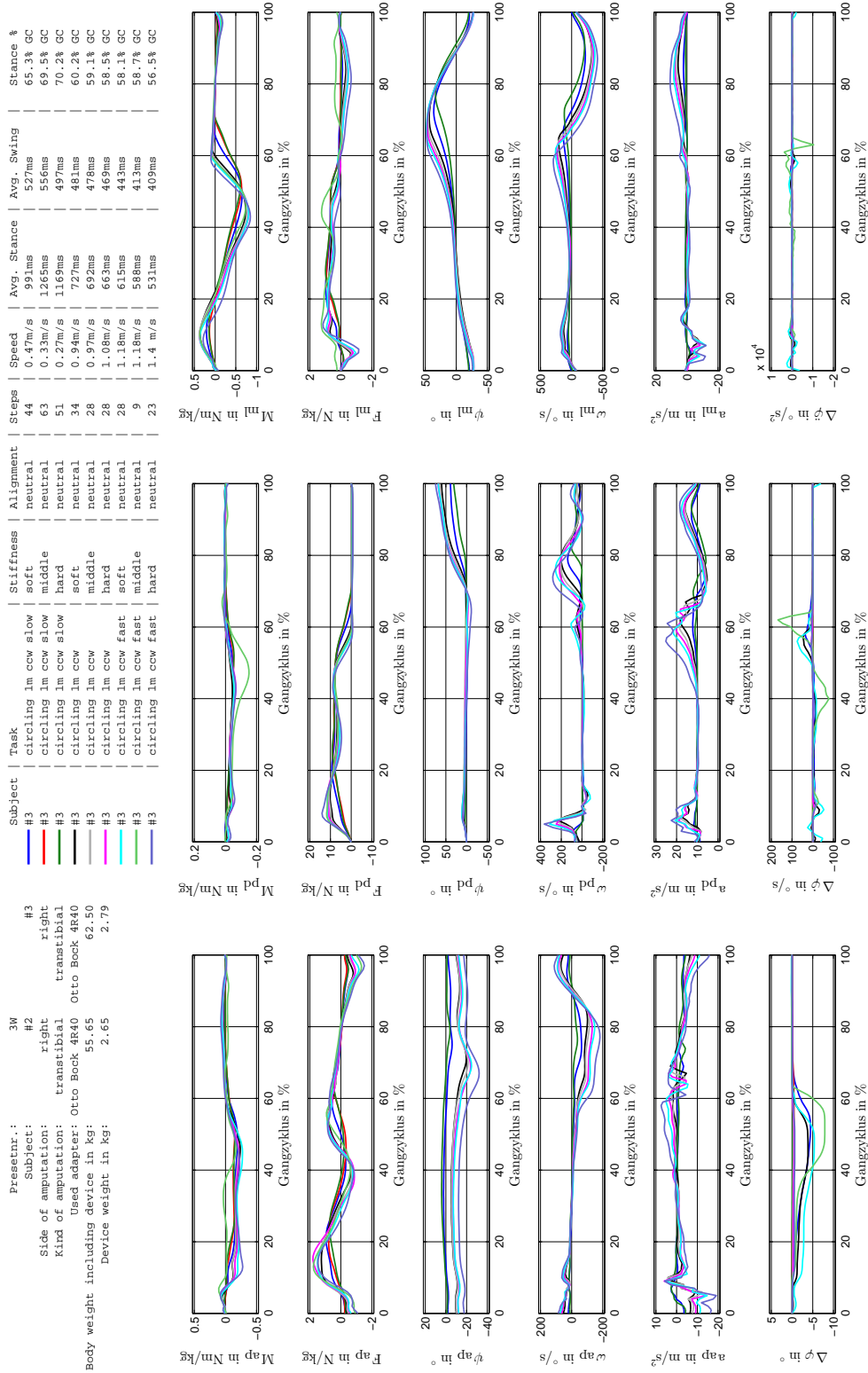


Abbildung C.12: Übersicht aller Messwerte beim im Kreis gehen (Prothese außen) in verschiedenen Varianten, Proband #3

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	circling 1m ccw fast	soft	neutral	28	1.18m/s	615ms	443ms	58.1% GC
#3	circling 1m ccw fast	middle	neutral	9	1.18m/s	588ms	413ms	58.7% GC
#3	circling 1m ccw fast	hard	neutral	23	1.4 m/s	531ms	409ms	56.5% GC

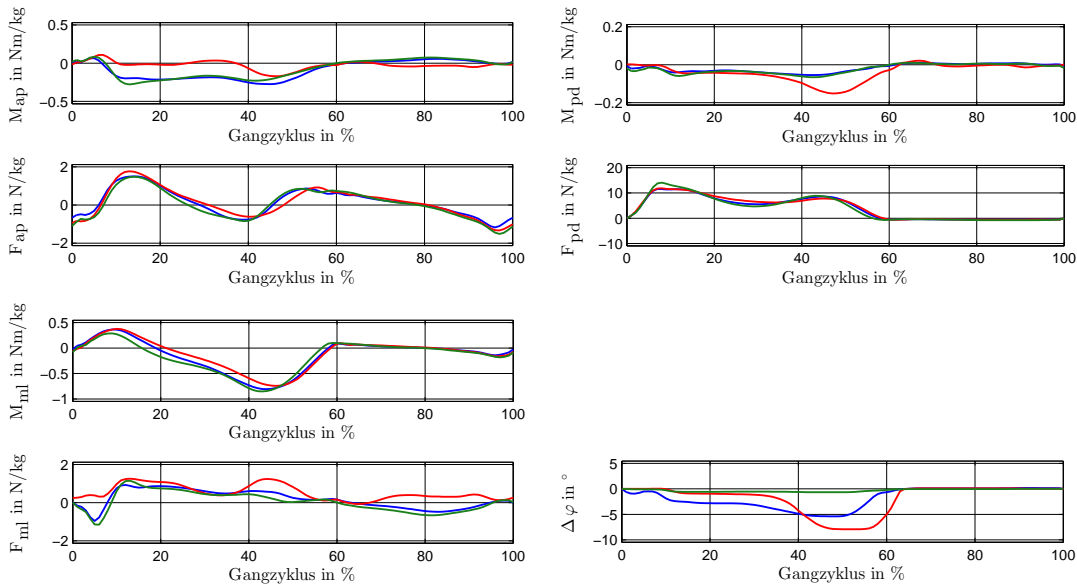


Abbildung C.13: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des schnellen im Kreis gehens (Prothese außen), Proband #3

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	circling 1m ccw	soft	neutral	34	0.94m/s	727ms	481ms	60.2% GC
#3	circling 1m ccw	middle	neutral	28	0.97m/s	692ms	478ms	59.1% GC
#3	circling 1m ccw	hard	neutral	28	1.08m/s	663ms	469ms	58.5% GC

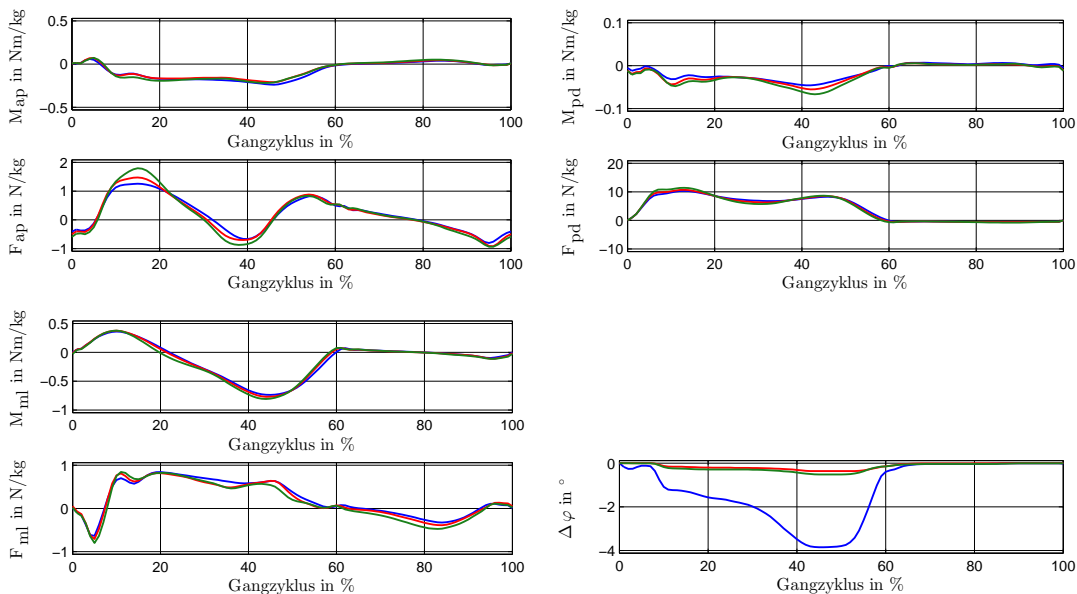


Abbildung C.14: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des im Kreis gehens (Prothese außen) mit selbstgewählter GG, Proband #3

Subject	Task	Stiffness	Alignment	Steps	Speed	Avg. Stance	Avg. Swing	Stance %
#3	circling 1m ccw slow	soft	neutral	44	0.47m/s	991ms	527ms	65.3% GC
#3	circling 1m ccw slow	middle	neutral	63	0.33m/s	1265ms	556ms	69.5% GC
#3	circling 1m ccw slow	hard	neutral	51	0.27m/s	1169ms	497ms	70.2% GC

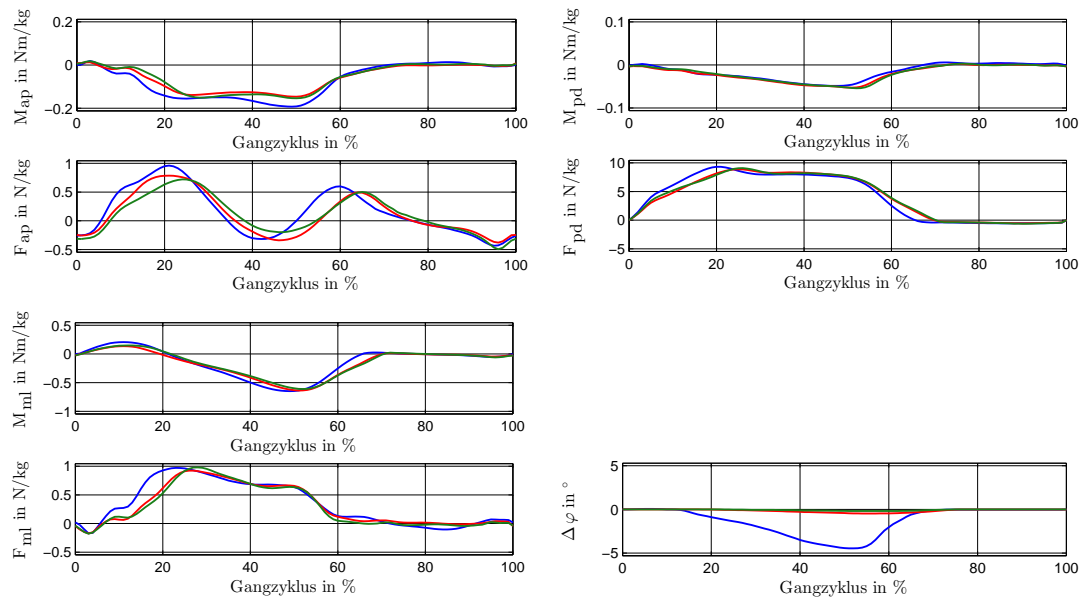


Abbildung C.15: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während des langsamen im Kreis gehens (Prothese außen), Proband #3

Tabelle C.8: Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeiteinstellung für im Kreis gehen, Prothese außen

im Kreis gehen - Prothese außen	M_{ap}	M_{pd}	M_{ml}	F_{ap}	F_{pd}	F_{ml}	% Standphase des GC	Nutzer-rückmeldung	in SM
schnelle GG									
weich	o	o	o	o	o				x
mittel	-	-	-	-	o	-			
hart	o	o	+	+	-	-			
selbstgewählte GG									
weich	o	+	o	+	o	o			x
mittel	o	o	o	o	o	o			
hart	o	-	o	-	o	o			
langsame GG									
weich	-	o	o	-	-	-			
mittel	o	o	o	o	o	o			x
hart	o	o	o	+	o	o			

- negativer Einfluss, o neutraler Einfluss, + positiver Einfluss, n/a keine Bewertung möglich

180°-Drehungen bei verschiedenen transversalen Torsionssteifigkeiten in langsam, mittel und schnell

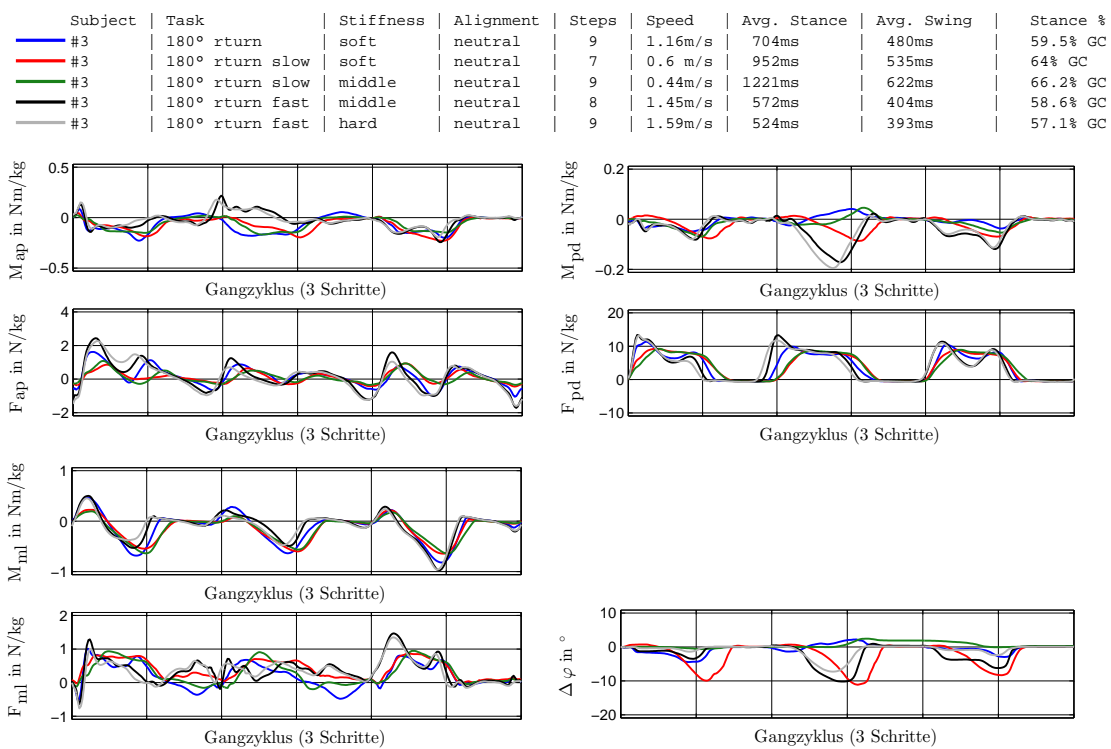


Abbildung C.16: Einfluss der transversalen Torsionssteifigkeit auf die Belastungen während einer 180°-Drehung nach rechts bei verschiedenen Varianten, Proband #3

Tabelle C.9: Bewertung der transversalen Torsionssteifigkeiteinstellung bei einer 180°-Drehung nach rechts

180° Dre- hung rechts	M_{ap}	M_{pd}	M_{ml}	F_{ap}	F_{pd}	F_{ml}	% Standphase des GC	Nutzer- rückmel- dung	in SM
schnelle GG									
weich	n/a								
mittel	o	+	o	+	o	o	n/a		x
hart	o	o	+	o	o	o	n/a		
selbstgewählte GG									
weich	o	o	o	o	o	o	n/a		x
mittel	n/a								
hart	n/a								
langsame GG									
weich	+	?	o	+	o	+	n/a		x
mittel	o	+	o	o	o	o	n/a		
hart	n/a								

- negativer Einfluss, o neutraler Einfluss, + positiver Einfluss, n/a keine Bewertung möglich

Vergleich des Einflusses der transversalen Torsionssteifigkeit und des Fußwinkel beim im Kreis gehen mit der Prothese medial

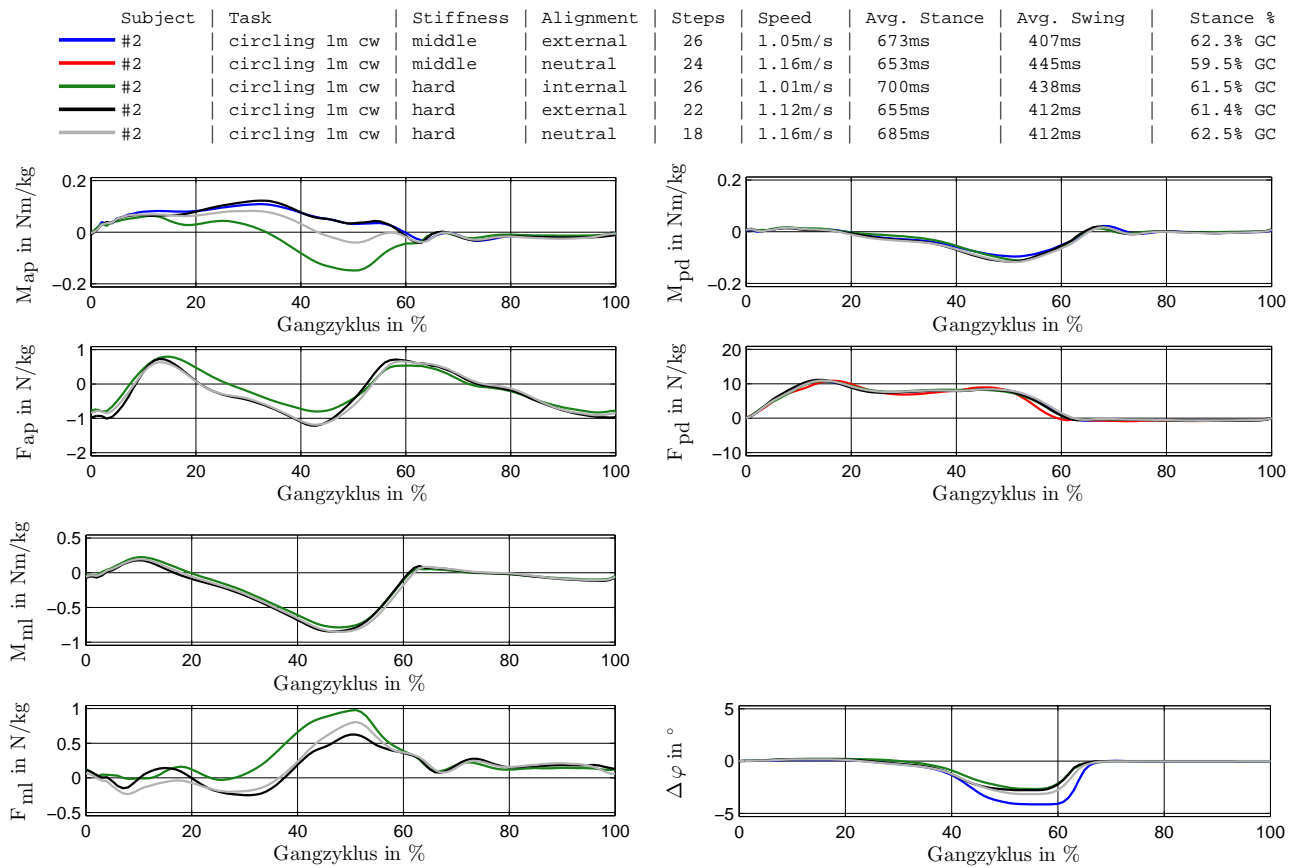


Abbildung C.17: Vergleich des Einflusses von transversalen Torsionssteifigkeit und Fußwinkel beim im Kreis gehen (Prothese innen) mit 1m Radius, Proband #2

C.10 Individuelle Setup-Matrizen der Probanden

Tabelle C.10: Individuelle Setup-Matrix für Proband #2

Situation	Richtung	GG	TTS	Daten- blatt	TFW	Daten- blatt
gerades Gehen	vorwärts	schnell				
		mittel	mittel	2B	neutral	2A, 2F
		langsam				
im Kreis gehen	Prothese ipsilateral	schnell				
		mittel	mittel oder weich	2C	neutral oder zum Kurven- inneren hin	2C, 2E, 2G
		langsam				
	Prothese kontralateral	schnell				
		mittel			neutral	2G
		langsam				
90 ° Drehung	Prothese ipsilateral	schnell				
		mittel			neutral oder zum Kurven- inneren hin	2J
		langsam				
	Prothese kontralateral	schnell				
		mittel	mittel	2R	neutral	2J
		langsam				
180 ° Drehung	Prothese ipsilateral	schnell				
		mittel			neutral oder zum Kurven- inneren	2M
		langsam				
	Prothese kontralateral	schnell				
		mittel			neutral oder zum Kurven- äußeren	2M
		langsam				
sonstige	beliebig	beliebig	mittel		neutral	

Tabelle C.11: Individuelle Setup-Matrix für Proband #3

Situation	Richtung	GG	TTS	Daten- blatt	TFW	Daten- blatt
gerades Gehen	vorwärts	schnell	hart	3X, 3XSL	neutral	3A
		mittel	mittel	3X, 3XSS	neutral	3A
		langsam	hart	3X, 3XFA	neutral	3A
im Kreis gehen	Prothese ipsilateral	schnell	mittel	3M, 3VSL	zum Kurven- inneren	3C
		mittel	mittel	3C, 3VSS	neutral	
		langsam	mittel	3T, 3VFA	neutral	3C
	Prothese kontralateral	schnell	mittel	3M, 3WSL	zum Kurven- äußeren	3D
		mittel	weich	3C, 3WSS		
		langsam	weich	3T, 3WFA		
90 ° Drehung	Prothese ipsilateral	schnell			zum Kurven- inneren	3K, 3Ks
		mittel				
		langsam				
	Prothese kontralateral	schnell			oder	
		mittel			neutral	
		langsam				
180 ° Drehung	Prothese ipsilateral	schnell	mittel	3Y		
		mittel	weich	3Y		
		langsam	weich	3Y		
	Prothese kontralateral	schnell				
		mittel				
		langsam				
sonstige	beliebig	beliebig	mittel		neutral	

D Anhang - Kapitel 6

D.1 Grenzwerte in der Fuzzy-Logik zur Validierung der Gangrichtungserkennung

Tabelle D.1: Grenzwerte der Fuzzy-Logik zur Differenzierung der Gangrichtung für die acht Probanden der Algorithmusvalidierung (ω_{ap} in $^{\circ}/s$)

Pro- band	scharfer Grenzwert für Drehung nach links $sG_l =$ $uG_g -$	unscharfer Grenzwert für Drehung nach links $uG_l =$ $sG_l + Std$	scharfer Grenzwert für gerades Gehen $sG_g -$	scharfer Grenzwert für gerades Gehen $sG_g +$	unscharfer Grenzwert für Drehung nach links $uG_r =$ $sG_r - Std$	scharfer Grenzwert für Drehung nach rechts $sG_r =$ $uG_g +$
1	-68,5	-56,8	-41,5	32,5	35	53,5
2	-72,5	-67,3	-39,5	28,1	55	62,8
3	-83,8	-78,13	-43,2	21,4	64,3	74,8
4	-90,5	-82,4	-35,6	39,5	74,1	79,2
5	-88,1	-81	-70,5	65,5	58,6	79,1
6	-59,5	-48,1	-43,7	27,8	58,3	72,1
7	-82,5	-73,5	-56,7	22,6	85,1	92,9
8	-125,6	-122,1	-101,9	65,7	78,1	83

D.2 Gegenüberstellung der Schrittfrequenz und -länge zu der Ganggeschwindigkeit

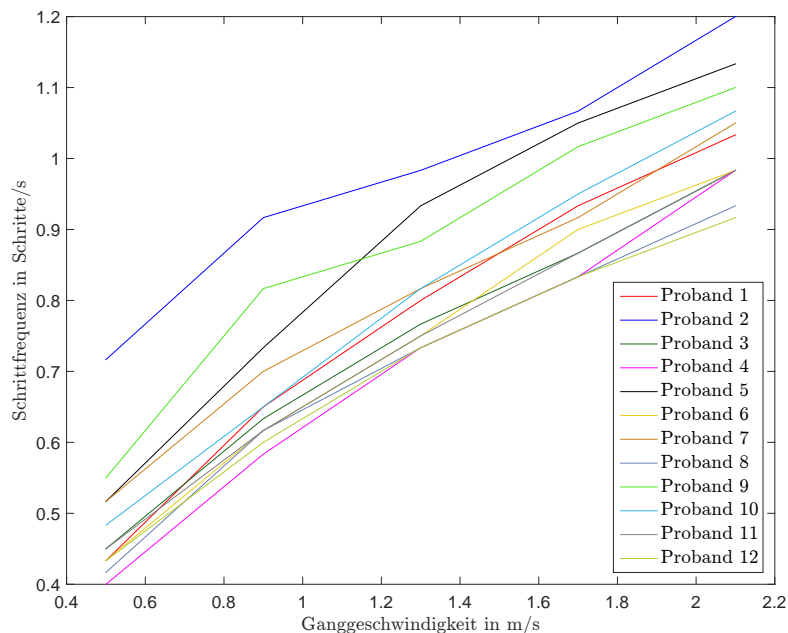


Abbildung D.1: Gegenüberstellung der Schrittfrequenz zu der Ganggeschwindigkeit von zwölf Nichtamputierten zeigt eine starke Streuung der Kennlinien, welche auf den individuellen Gangmustern beruht

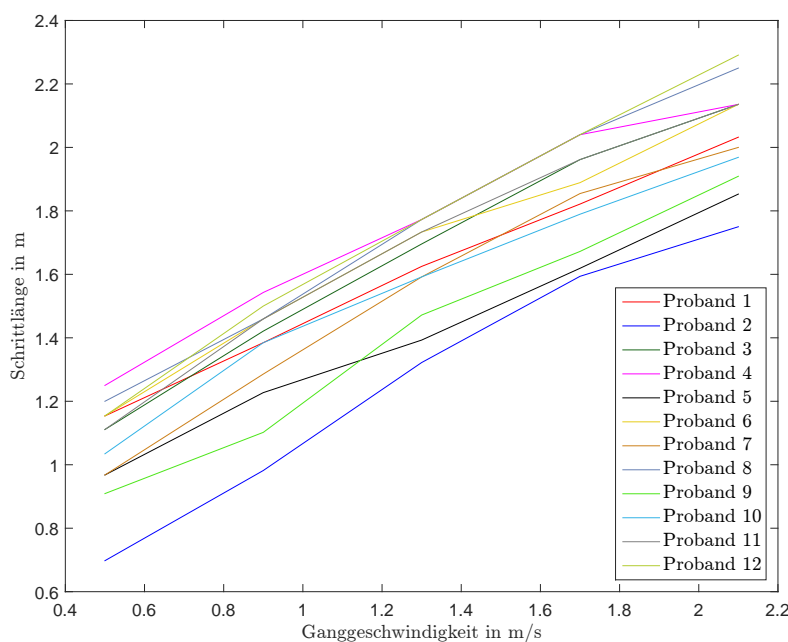


Abbildung D.2: Gegenüberstellung der Schrittlänge zu der Ganggeschwindigkeit von zwölf Nichtamputierten zeigt eine starke Streuung der Kennlinien, welche auf den individuellen Gangmustern beruht

E Anhang - Kapitel 7

E.1 Anforderungsliste des Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit und Fußwinkel

Tabelle E.1: Auszug aus der Anforderungsliste des adaptiven Rotationsadapters

Anf.	Anforderung	Wert	Quelle
FF	statische und dynamische mechanische Belastbarkeit	nach ISO 10328 P6 (125 kg Nutzergewicht)	[59, 144, 153]
BF	Arbeitsraum in Transversalebene	$< \pm 30^\circ$	[188, 75], Referenzprodukte
ZF	Gewicht	$< 250\text{ g}$	
ZF	Bauraum axial	$< 120\text{ mm}$	
BF	Bauraum in Transversalebene	$< 65\text{ mm}$	
FF	Implementierung in vorhandene Struktur über Standardverbindungen	weiblich proximal, männlich distal	
W	Integration aller Elektronik und Energieversorgung		
ZF	Schutz gegen Staub und Wasser	IP67	
FF	variable System- TTS	$0,2 \frac{Nm}{s}$ bis $1,5 \frac{Nm}{s}$	[153, 119, 188], Referenzprodukte
ZF	Regelung der System- TTS nach Sollvorgabe	siehe Basis-Setup-Matrix	
W	asymmetrische TTS je Drehrichtung		[188]
ZF	nichtlinearer Verlauf der TTS	Rastmoment bei Neutralstellung, progressiver Steifigkeitsverlauf ab 10° , weicher Endanschlag	[188]
FF	Verstellung der Fußausrichtung in Transversalebene	$\geq \pm 6^\circ$	
ZF	Erkennung der Gangsituation (Gangphase, -geschwindigkeit, -richtung)		
W	transversales Gesamttorsionsmoment	$\leq \pm 28\text{ Nm}$	[146, 184, 186, 75]
W	generierbares transversales Drehmoment durch Antrieb	$\pm 5\text{ Nm}$	[146]
W	transversale Rotationsgeschwindigkeit	$\geq 200 \frac{^\circ}{s}$	[146]
FF	Betriebsdauer	$\geq 8\text{ Stunden}$	
FF	Energieversorgung	Akkumulator, wiederaufladbar	

FF Festforderung, BF Bereichsforderung, ZF Zielforderung, W Wunsch

E.2 Steifigkeitsverhalten von passiven Rotationsadaptern

Übersicht verschiedener passiver Rotationsadapter und Translation-Rotationsadapter

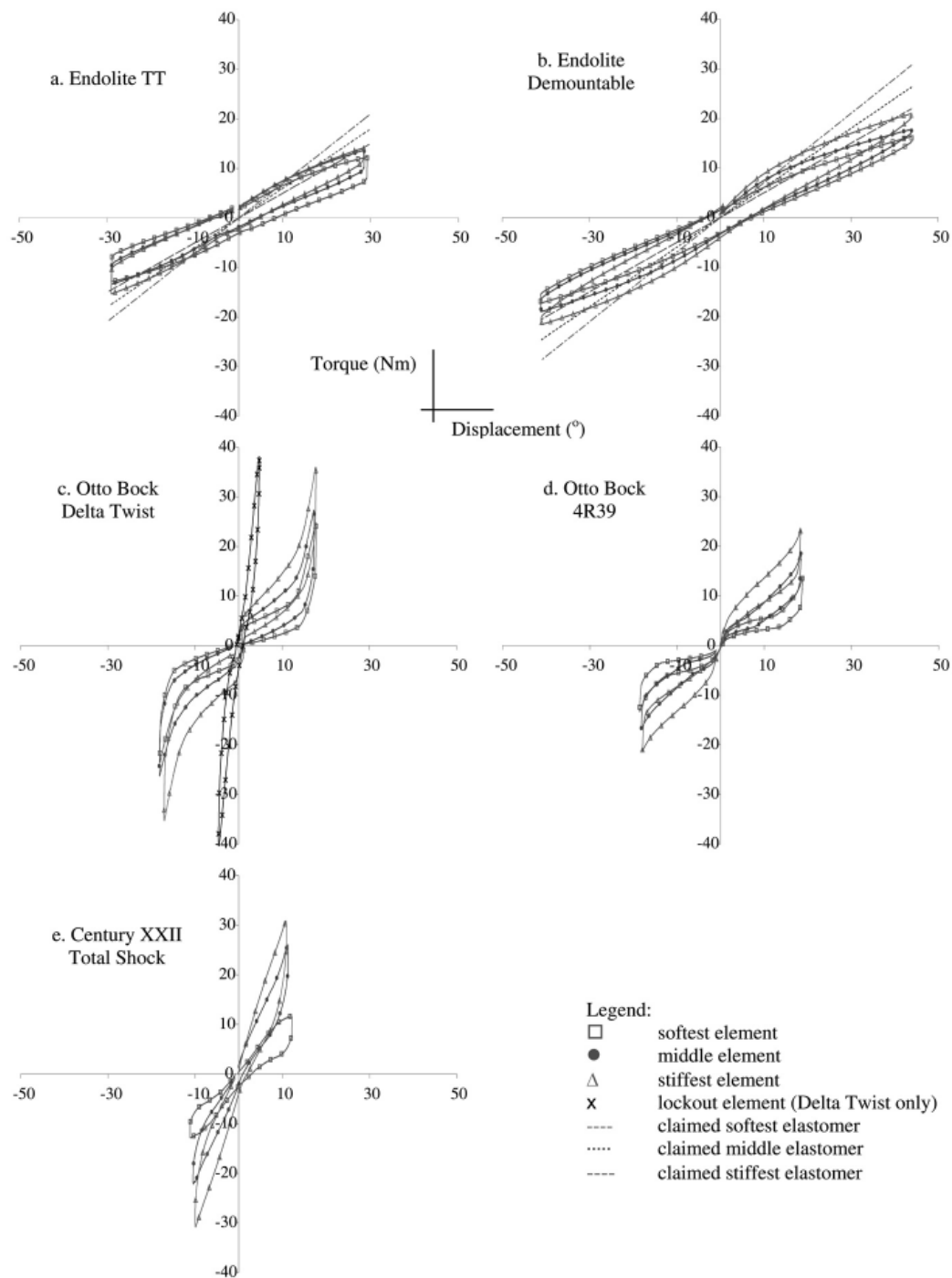


Abbildung E.1: Steifigkeitsverhalten von passiven Rotationsadaptern als Referenzwerte [57]

Steifigkeitsverhalten der Rotationsadapter Otto Bock 4R40 und Otto Bock DeltaTwist

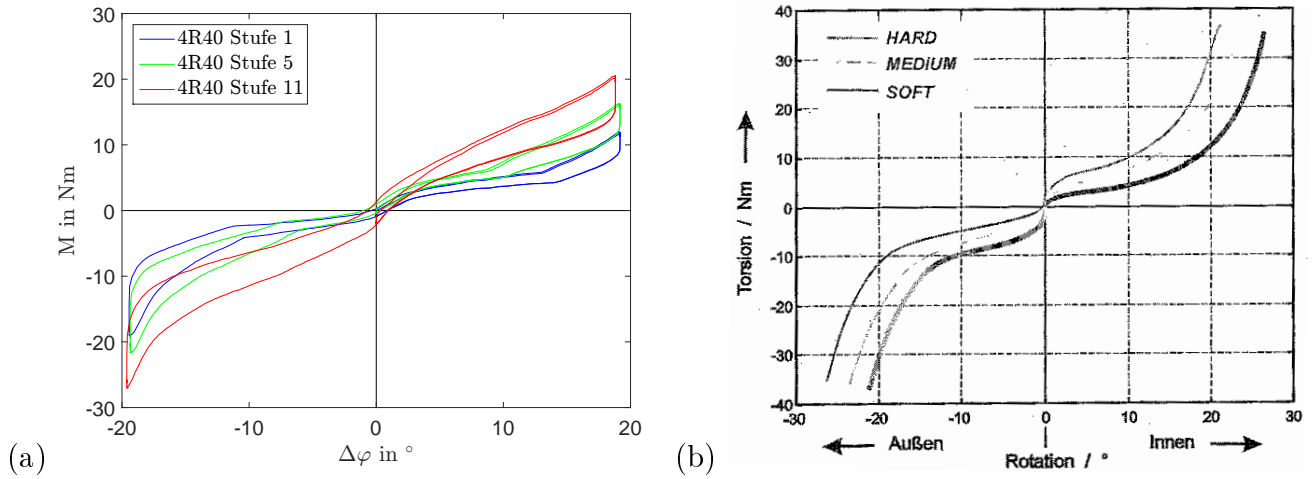


Abbildung E.2: Gemessenes Steifigkeitsverhalten des passiven Rotationsadapters Otto Bock 4R40 in den Einstellungen 1, 5 und 11 (a) und des Translation-Rotationsadapters Otto Bock DeltaTwist [188] (b)

Steifigkeitsverhalten der Rotationsadapter Endolite TTPro und Medi CleverBone

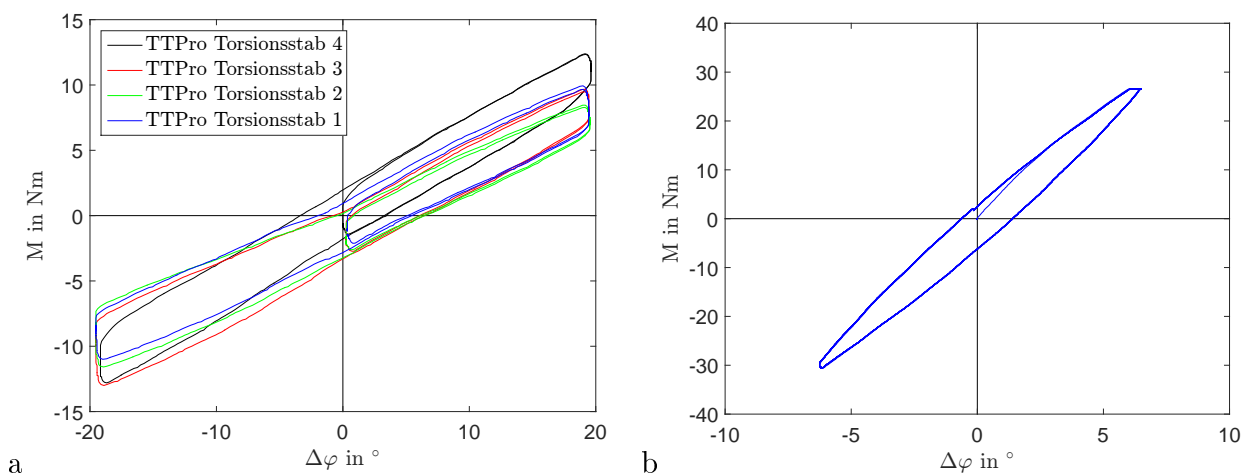


Abbildung E.3: Gemessenes Steifigkeitsverhalten des passiven TRA Endolite TTPro (a) und des RA Medi CleverBone (b)

Kennlinien von Rotationsadaptern mit variabler Torsionssteifigkeit

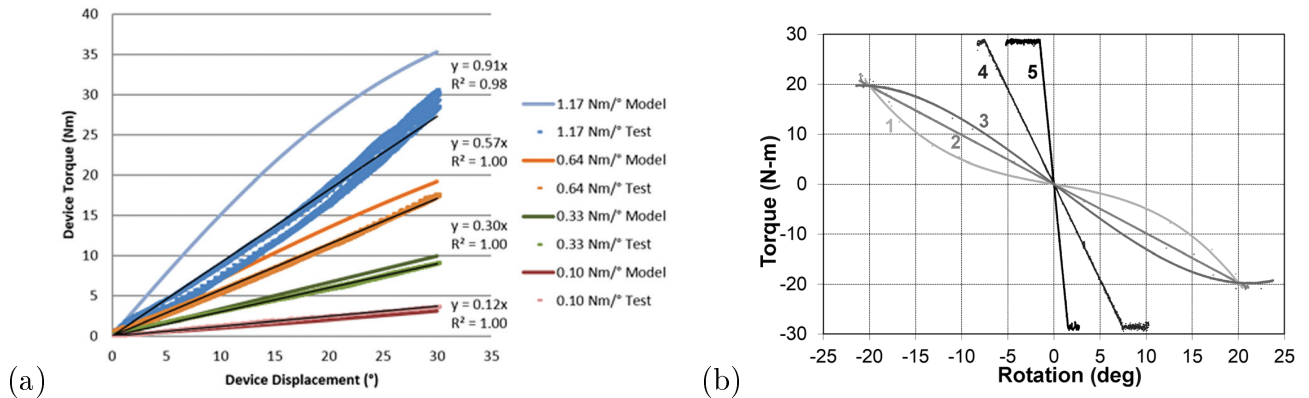


Abbildung E.4: Steifigkeitskurven eines semi-aktiven Systems (a) [154] und eines aktiven Systems (b) [146]

E.3 Übersicht der Eigenschaften von Rotationsadaptern mit variabler Steifigkeit

	semi-aktiver AvTS [153, 154]	aktiver AvTS, SEA [146]	aktiver AvTS, PEA
einstellbare Steifigkeit	0,12 Nm/° - 0,91 Nm/° und starr	0,3 Nm/° - 20 Nm/°	0,4 Nm/° (passiv) + 4,45 Nm
Abmaße (Höhe x Breite) in mm	89 x 111	139 x ?	127 x 100
Gewicht ohne Energieversorgung in g	1560	1000	1385
transversaler Arbeitsbereich in °	± 30	± 30	± 20°, Anschlag bei ± 25°
Motorleistung	-	60 W	50 W
Motorenndrehmoment	-	5,17 mNm	4,45 mNm
Getriebeübersetzung	-	100:1	103:1

Tabelle E.2: Übersichtstabelle der Eigenschaften von bestehenden AvTS

E.4 Vergleich der erforderlichen Drehmomente der untersuchten Antriebskonzepte

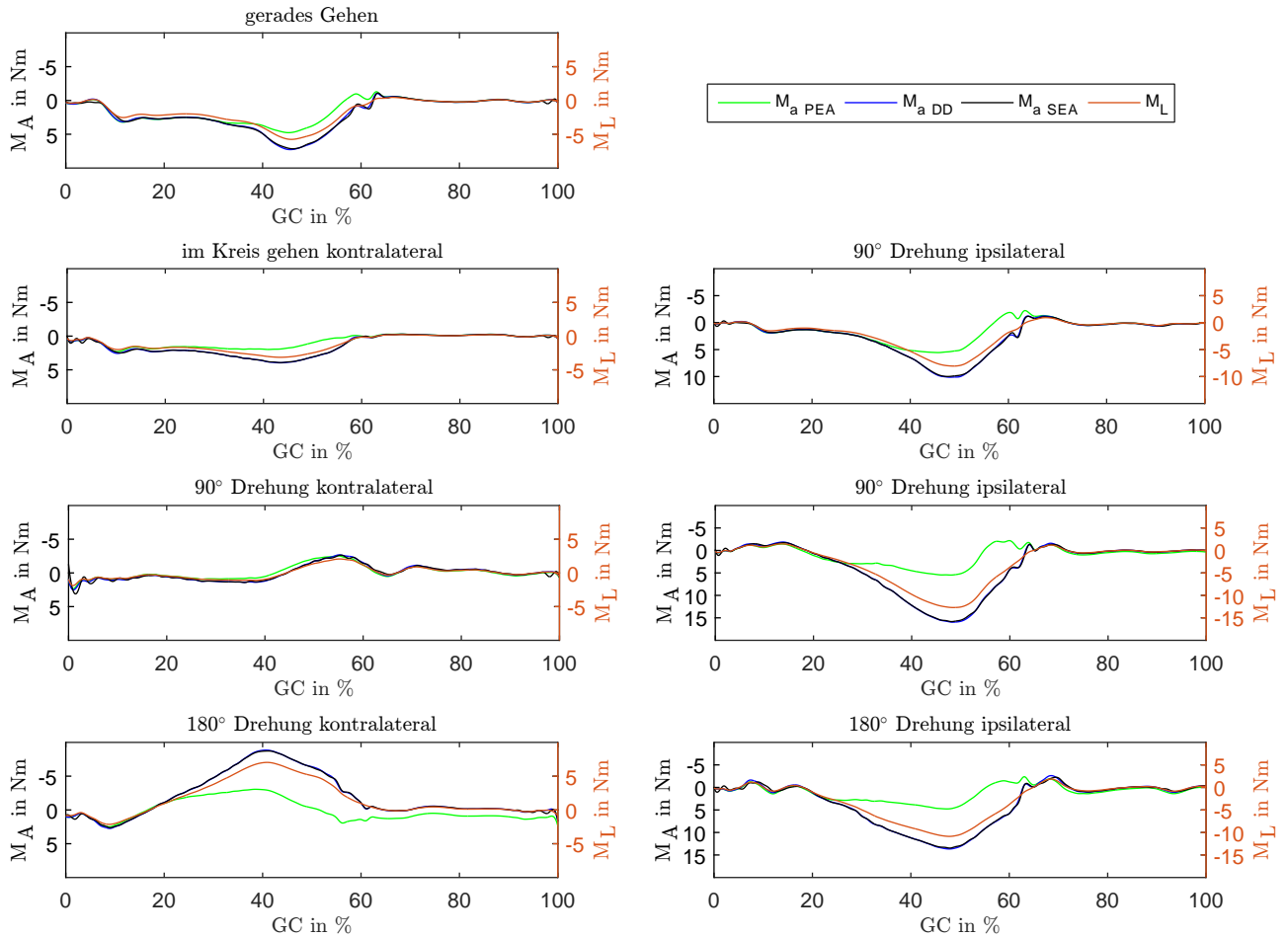


Abbildung E.5: Vergleich der zu erbringenden Antriebsmomente M_A der untersuchten Antriebskonzepte für einzelne Bewegungssituationen mit dem Lastmoment M_L

E.5 Gegenüberstellung des mechanischen Verhaltens des Prototyps zu dem passiven Rotationsadapter Otto Bock 4R40

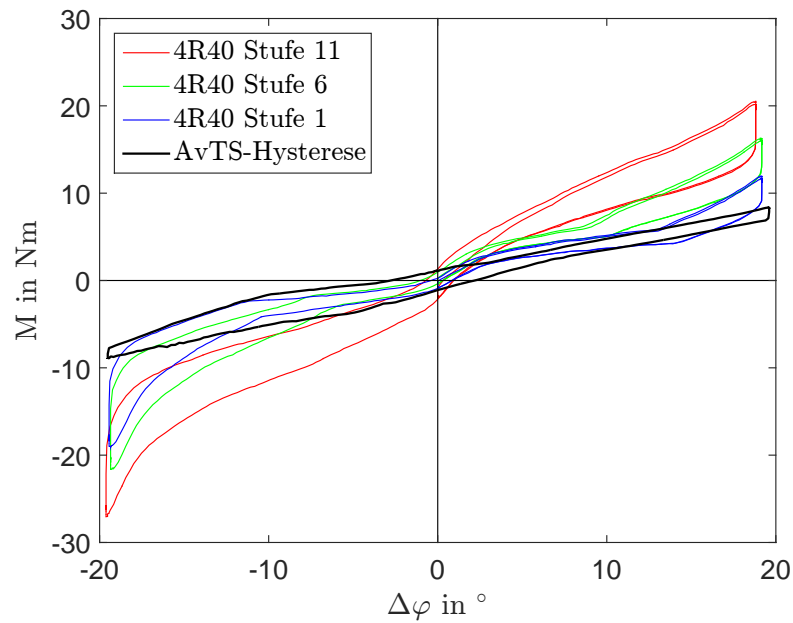


Abbildung E.6: Gemessenes Hystereseverhalten des AvTS-Prototyps (ohne Antrieb) und des passiven Rotationsadapters Otto Bock 4R40 in drei Stufen

E.6 Gegenüberstellung der berechneten Systemverhalten zu dem gemessenen Drehmoment

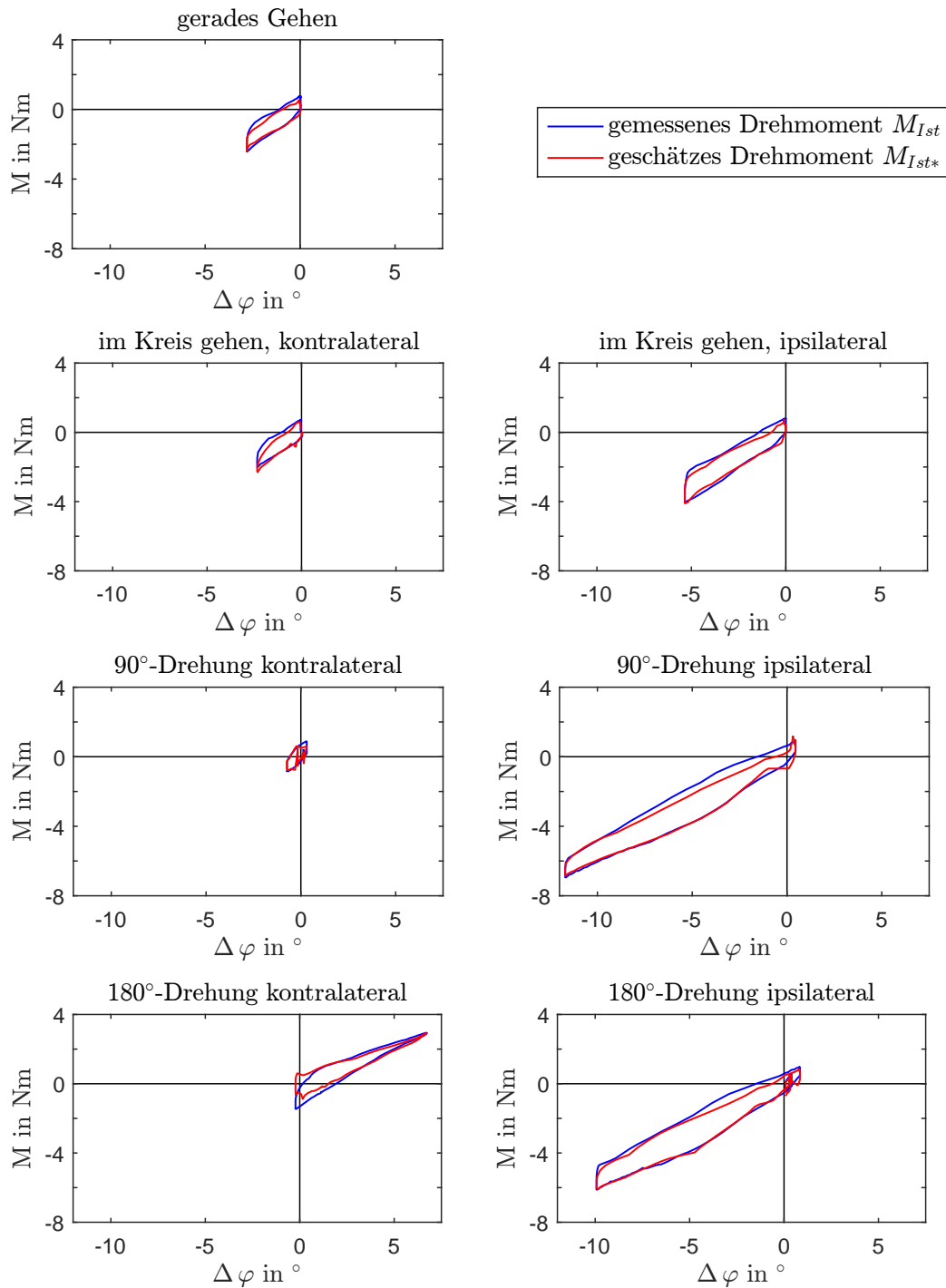


Abbildung E.7: Gegenüberstellung des gemessenen Hystereseverhaltens des Prototypen (nur Federn, ohne Antrieb) (blau) zu dem geschätzten Hystereseverhalten des Verlustmodells (rot) auf Basis des Neuronalen Netzwerks

E.7 Systemverhalten des prototypischen Rotationsadapters mit variabler Torsionssteifigkeit in einzelnen Bewegungssituationen

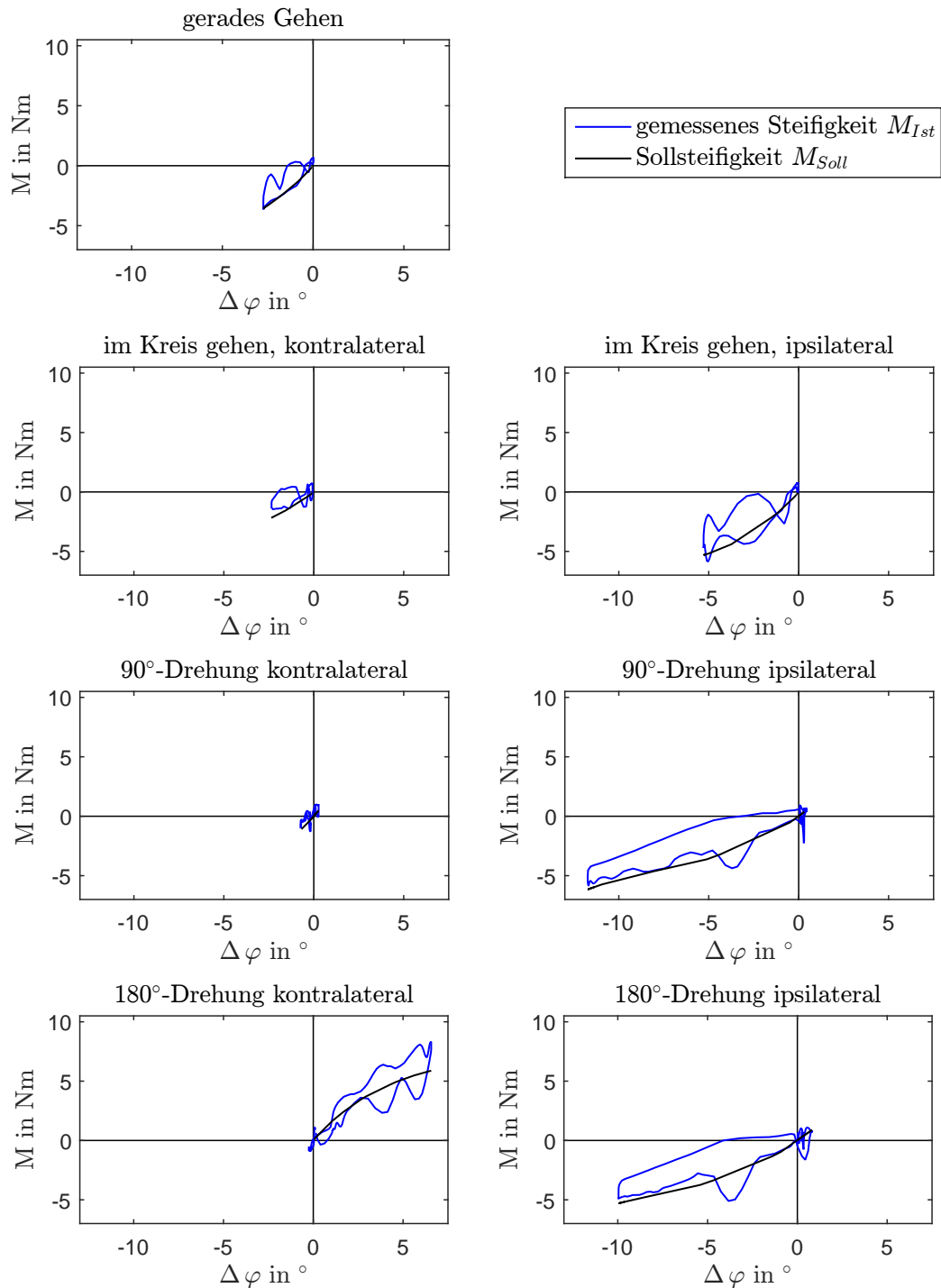


Abbildung E.8: Gemessenes Hystereseverhalten des AvTS-Prototyps (blau) zu der empfohlenen Soll-Systemsteifigkeit in einzelnen Situationen des Testzykluses